DAS SPANNUNGSOPTISCHE OBERFLÄCHENSCHICHTVERFAHREN ZUR MECHANISCHEN SPANNUNGSMESSUNG AM MENSCHLICHEN UNTERKIEFER UNTER PHYSIOLOGISCHER BELASTUNG

Walter Kessler

1981

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546820_0008

Aus der Klinik und Poliklinik für
Kieferchirurgie
(Direktor: Prof. Dr. Dr. D. Schlegel)
der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität München

DAS SPANNUNGSOPTISCHE OBERFLÄCHENSCHICHTVERFAHREN ZUR MECHANISCHEN SPANNUNGSMESSUNG AM MENSCHLICHEN UNTERKIEFER UNTER PHYSIOLOGISCHER BELASTUNG

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
in der Zahnheilkunde
an der Ludwig-Maximilians-Universität
zu München

vorgelegt von
Walter Kessler
aus
Bad Aibling
1980

Mit Genehmigung des Fachbereichs der Medizin der
Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. D. Schlegel

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 12.2.1981

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

DISSERTATIONS - UND FOTODRUCK FRANK GmbH
8000 München 2, Gabelsbergerstraße 15, Tel. 2809090

Meinen Eltern
gewidmet

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

		Seite
A	Einleitung	1
B	Problemstellung	2
C	Knochenstruktur und funktionelle Anpassung	5
	I. Die trajektorielle Spongiosaarchitektur	5
	II. Die Struktur der Kompakta	8
	III. Mechanische Spannungsmessung am belasteten Unterkiefer	10
	IV. Der Unterkiefer, ein Hohlprofil bezüglich seiner mechanischen Festigkeit und das Problem des homogenen Versuchskörpers	12
D	Theoretische Grundlagen und praktische Spannungsoptik	17
	I. Die physiologischen Belastungen des Unterkiefers	17
	1. Einführung	17
	2. Die Hebelgesetze des Unterkiefers	17
	3. Die Beanspruchung des Kiefergelenks	21
	4. Die Größe und Richtung der Kaukräfte	25
	5. Die Koordination der Kaumuskulatur	27
	6. Das physiologische Belasten der Unterkiefer	28
	7. Eigene Versuche	33
	a. Belasten im Frontzahnbereich	33
	b. Belasten im 6-er Bereich	36
	II. Spannungsoptische Betrachtungen	40
	1. Begriff der Spannung	40
	2. Optische Grundlagen	41
	3. Spannungsdoppelbrechung	43
	a. Grundlagen	43
	b. Isochromaten und Isoklinen	44
	4. Die Hauptspannungslinien	46

Seite

III. Übersicht über spannungsoptische Verfahren zur Bestimmung der mechanischen Spannung in belasteten Körpern 48

IV. Gegenüberstellung und Brauchbarkeit der einzelnen spannungsoptischen Verfahren für die mechanische Spannungsmessung im menschlichen Unterkiefer 49

V. Spannungsoptik in der Zahnmedizin 50

E Material und Methode 52

I. Die untersuchten menschlichen Unterkiefer 52

II. Das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren 54

1. Einführung 54

2. Auswahl des spannungsoptischen Beschichtungsmaterials 55

a. Beschichtungsart 55

b. Empfindlichkeit 56

c. Abschätzen der Dehnung des Unterkiefers bei Belastung 57

d. Berechnung des dehnungsoptischen Koeffizienten der Plastikschicht 58

e. Versteifungseffekte 59

f. Zu beschichtender Oberflächenbereich 60

g. Kleberauswahl 61

3. Das Beschichten der Unterkiefer 63

4. Das Reflexionspolariskop 68

5. Aufnahme der Isoklinen 71

6. Ermittlung der Haupspannungslinien aus den Isoklinen 72

III. Herstellung eines homogenen Vergleichsmodells 75

IV. Das Belasten der Unterkiefer 76

F Meßergebnisse 81

G Auswertung der Meßergebnisse 88

Seite

H Diskussion 95
I. Anmerkungen zur Knochenstruktur und der Relevanz des Oberflächenschichtverfahrens 95
II. Diskussion der Belastungsvorrichtung 96
III. Diskussion des Oberflächenschichtverfahrens 97
IV. Diskussion der Ergebnisse 99

I Zusammenfassung 103

K Literaturverzeichnis 104

A Einleitung

Lange Zeit war die Frage nach der funktionellen Anpassung des Knochens nur von akademischem Interesse.

Dies galt vor allem für den menschlichen Unterkiefer, für den eine funktionelle Struktur auf Grund seiner komplexen Gestalt und Funktion sehr schwierig aufzuzeigen war.

Erst in jüngerer Zeit haben viele klinische Fragestellungen diesem Problem neue Aktualität verliehen. Dazu gehören Themen, die letztlich noch weitgehend ungeklärt sind, wie:

- die Integration eines Zahnimplantats in die funktionelle Struktur des Knochens
- optimales Befestigen eines Unterkieferersatzes durch Alloplastik oder Knochentransplantate
- die Atrophie des Unterkieferkammes, aber auch der Kiefergelenke bei Über- oder Unterbeanspruchung
- das Verheilen bei funktionell optimaler Schienung von Knochenbrüchen
- das funktionelle Stimulieren von Knochenwachstum und vieles andere mehr.

Anzunehmen ist, daß ein Eingriff in die Struktur des Knochens belastungsmäßig immer am besten toleriert wird, wenn er der funktionellen Struktur des Knochens Rechnung trägt.

Eine Klärung der oben angeschnittenen Fragen ist nur möglich unter genauer Kenntnis des mechanischen Spannungsverlaufes bei physiologischen Belastungen - in Abhängigkeit von der Bezahnung - in Zusammenhang mit der Gültigkeit des Gesetzes von der funktionellen Anpassung.

B Problemstellung

In der Literatur mangelt es nicht an Bemühungen, den genauen Verlauf mechanischer Spannungen im menschlichen Unterkiefer bei physiologischer Belastung zu bestimmen. Bis heute sind beachtliche Ergebnisse erzielt worden, dennoch gibt es noch keine Untersuchung, die den mechanischen Spannungsverlauf über den gesamten menschlichen Unterkiefer hinweg aufklärt. Dies liegt m.E. zum einen an der Unzulänglichkeit der Untersuchungsmethoden und zum anderen an der Komplexität der Problemstellung.

Alle diesbezüglichen Untersuchungen mit der Methode der Spannungsoptik sind in ihrer Aussagekraft methodisch begrenzt. Im Falle der spannungsoptischen Untersuchung eines menschlichen Unterkiefers nach dem Erstarrungsverfahren (Föppl und Mönch,1959) kann man sowohl bei zwei- als auch bei dreidimensionaler Betrachtung nur von homogenen Ersatzmodellen ausgehen. Meistens wird hierfür als Modellwerkstoff Araldit B verwendet. Ein Nachteil ist die Homogenität des Unterkiefer-Ersatzmodells und die Tatsache, daß für jeden der vielen möglichen physiologischen Belastungsfälle ein neues Modell benötigt wird. - Nach dem Erstarrungsverfahren muß nämlich nach jeder Simulation eines mechanischen Belastungsfalls das Versuchsmodell zur Auswertung zersägt werden -.

Die Stresscoat-Technik (Evans,1953) und die Methode der Dehnungsmeßstreifen (Picton,1962) erlauben zwar im Gegensatz zum Erstarrungsverfahren Versuche und Messungen am Originalunterkiefer, doch sind beide Verfahren recht umständlich und zeitraubend in ihrer Handhabung. Darüberhinaus gelingt mit ihnen kaum ein topographisch genaues Aufzeichnen der mechanischen Spannungslinien während der Belastungsversuche.

Bis heute wird in vielen Untersuchungen zum Thema der mechanischen Spannungsmessung am menschlichen Unterkiefer bei physiologischer und unphysiologischer Belastung eine funktionelle Anpassung des Knochens diskutiert und postuliert.

In der vorliegenden Arbeit soll unter Umgehung eines homogenen

Versuchsmodells der qualitative Spannungsverlauf des menschlichen Unterkiefers an der Oberfläche des Originals aufgezeichnet werden. Weiterhin ist zu prüfen, ob das gewählte Oberflächenschichtverfahren (Föppl und Mönch,1959) eine Analyse der Spannungstrajektorien so ermöglicht, daß man sie für eine numerische Berechnung der Oberflächenspannungen bei mechanisch - physiologischer Unterkieferbelastung als Grundlage verwenden kann.

Die mechanischen Spannungstrajektorien am gesamten menschlichen Unterkiefer sind bisher in der Literatur entweder nur als Photographien der Isoklinen oder als photographische Konstruktionen der Spannungstrajektorien angegeben, so daß man daraus keine Bestimmung des exakten Verlaufes längs des gesamten Unterkiefers ermitteln kann.

Das Ziel der möglichst genauen Erfassung der Spannungslinien an der Oberfläche des Unterkiefers bei physiologischer Belastung schließt nicht nur die Anwendung eines brauchbaren spannungsoptischen Verfahrens, sondern auch eine Analyse der Physiologie des Kauens unter besonderer Berücksichtigung kinematischer Gegebenheiten ein. So ist beispielsweise zwischen der Tätigkeit der Kaumuskulatur und der damit verbundenen Auflagereaktion im Kiefergelenk die richtige Korrelation zu finden. Ein Schwachpunkt in der einschlägigen Literatur - lediglich Motsch (1965) hat ihn im wesentlichen vermieden - ist nämlich die Ungenauigkeit und Unzulänglichkeit in der Betrachtung der verschiedenen Belastungsfälle der Unterkiefer. Mitunter werden die Belastungen für die Messung der Spannungsverläufe gar nicht berücksichtigt, oder sie entsprechen nicht den physiologischen Gegebenheiten. Den meisten Autoren genügt ein ungefähres Übereinstimmen der Spannungstrajektorien mit der Spongiosastruktur. Letzteres erreicht man aber auch dann, wenn die physiologischen Belastungsbedingungen ungenügend simuliert werden.

Mit dem Oberflächenschichtverfahren können wir die Spannungstrajektorien beliebiger Belastungsfälle nacheinander ohne zusätzlichen Aufwand durchtesten. Sogar die direkt beim Lastwechsel auftretenden Veränderungen sind zu beobachten. Versuchstechnisch ermöglicht damit das Oberflächenschichtverfahren

eine einfache Auswertung beim Lastwechsel, wohingegen das Erstarrungsverfahren, wie der Name schon sagt, quasi statisch die Spannungslinien eines "gleichbleibenden Belastungsfalls einfriert".

Bis heute glaubt man, daß die durch das Erstarrungsverfahren ermittelten Spannungstrajektorien eines homogenen Unterkiefermodells den anatomisch gegebenen Spongiosabälkchen des Originals entsprechen. Inwieweit durch den Schalenbau (Kompakta) des Unterkiefers diese fiktive Korrelation aber tatsächlich gestört wird, ist zunächst nur diskutiert, aber noch nicht mit Versuchen belegt worden. Man sollte daher die vorhandene Inhomogenität des Knochens bei diesen Betrachtungen stärker berücksichtigen.

Hier eröffnet sich mit dem Oberflächenschichtverfahren die Möglichkeit des Vergleichs zwischen einem beschichteten Unterkiefer-Original und einem beschichteten homogenen Ersatzmodell. Somit ist experimentell eine Abschätzung bezüglich der Anwendbarkeit und Meßgenauigkeit bei spannungsoptischen Untersuchungen an Knochen mittels des Erstarrungsverfahrens gegeben. Dieser Vergleich wird deshalb an einem menschlichen Unterkiefer durchgeführt und diskutiert.

Einen Vergleich mit den Spaltlinien der Kompakta, deren Bedeutung geklärt ist, ziehen wir mit heran.

C Knochenstruktur und funktionelle Anpassung

I. Die trajektorielle Spongiosaarchitektur

Wolff (1892) formulierte rein theoretisch als erster das Gesetz der funktionellen Anpassung: "Unter der Beanspruchung funktioneller Kräfte richten sich die Spongiosaelemente orthogonal nach den Spannungstrajektorien aus." In den folgenden Jahren versuchte man mit verschiedenen Methoden die Spongiosaarchitektur zu erfassen.

So untersuchte beispielsweise Walkhoff (1900-1902) als erster den menschlichen Unterkiefer mit Röntgenstrahlen. Die erkennbaren Liniensysteme zahlreicher Röntgenbilder veranlaßten ihn zu einer schematischen Konstruktion der Trajektoriensysteme des Unterkiefers (siehe Abb.1).

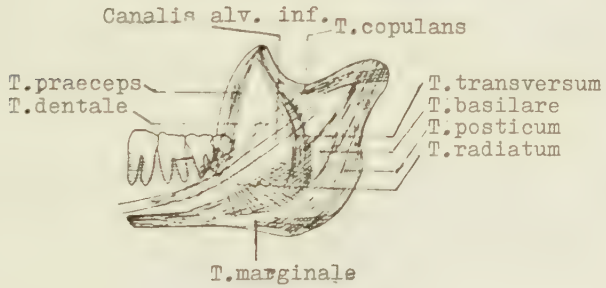


Abb.1: Walkhoff - 1902
Schema der Trajektorien des Unterkiefers beim Orang-Utan (Nachzeichnung) T = Trajektorium

Man glaubte, der Nachweis sich rechtwinklig kreuzender Spongiosabälkchen genüge für den Beweis des Wolff'schen Transformationsgesetzes. Inzwischen weiß man, daß dieses Gesetz ebenso wie der

Streit, ob die geordnete Knochenstruktur vererbt oder funktionell erworben ist, letztlich nur durch Experimente, die den genauen Spannungsverlauf im Knochen bei den verschiedensten Belastungen zu messen erlauben, bewiesen werden kann.

In seiner umfangreichen Arbeit -"Spannungsoptische Experimente zur funktionellen Anatomie des Unterkiefers"- weist Motsch (1965) in Übereinstimmung mit den anatomischen Arbeiten von Davida (1915), Katz (1931), Winkler (1921) und Sicher und Tandler (1928) klar die funktionelle Struktur im Gelenkfortsatz und Alveolarkamm nach.

Die genannten Autoren untersuchten Schnitte und Schliffe des Unterkiefers mit Röntgenstrahlen und fanden im horizontalen und aufsteigenden Ast nur bestimmte Spongiosazüge, aber kein orthogonales bzw. trajektionelles System. Für diese Gebiete verneint Motsch ebenso eine trajektionelle Architektur, bejaht im weiteren Sinne jedoch eine funktionelle Gestalt, bezogen auf Querschnittsform und Gesamtkonstruktion.

Daneben gibt es auch einige Untersucher, die die trajektorielle Ausrichtung der Unterkieferspongiosa von vornherein ablehnen (Goerttler,1958), zum anderen die Grundform für ererbt halten und die Architektur als Wachstumsstruktur deuten (Benninghoff, 1934).

Ihr Argument beruht in erster Linie auf der Tatsache, daß durch die vielfältigen Belastungsmöglichkeiten des Unterkiefers ein einheitlicher trajektorieller Aufbau auch gar nicht zu erwarten sei.

Dem widerspricht Küppers (1972) anhand eleganter spannungsoptischer Versuche, in denen er die Vielfalt der möglichen Belastungen mit photographischen Mitteln kombiniert. Als Ergebnis erhält er einen trajektoriellen Spannungsverlauf, der der Spongiosastruktur in allen Bereichen ähnlich ist.

Abb.2: Davida - 1915/1918
Schema der Trajektorien des Unterkiefers (Nachzeichnung)

Abb.3: Sicher und Tandler - 1928
Trajektorien des menschlichen Unterkiefers (Nachzeichnung)

II. Die Struktur der Kompakta

Ebenso wie die Spongiosa war die innere Struktur der Kompakta Ziel zahlreicher Untersuchungen.

Besonders die von Benninghoff (1925) entwickelte Spaltlinienmethode nahmen viele Autoren - Henkel (1931), Dowgiallo (1932), Seipel (1934 und 1948) - zum Anlaß, die trajektoriell-funktionelle Struktur der Kompakta zu bejahen. Benninghoff glaubte, die durch die Spaltlinienmethode erhaltenen Bilder, die den Verlauf der Osteone an der Oberfläche des Knochens angeben, spiegelten die Spannungstrajektorien wider.,

Abb.4: Dowgjallo - 1936
Darstellung der Spaltlinien des menschlichen Unterkiefers (Nachzeichnung)

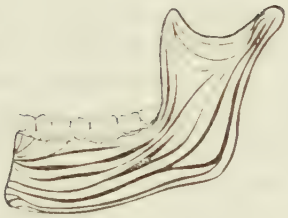


Abb.5: Benninghoff - 1934
Verstärkungspfeiler des menschlichen Unterkiefers nach den Spaltlinien (Nachzeichnung)

Abb.6: Seipel - 1934,1948
Schema der Kompaktastruktur des menschlichen Unterkiefers nach den Spaltlinien (Nachzeichnung)

Die Verschiedenheit beider Systeme bewies Pauwels (1948). Die Spaltlinien und somit die Osteone verlaufen in Längsrichtung des Knochens. Die Spannungstrajektorien eines auf Biegung beanspruchten Knochens sind Bögen, die sich rechtwinklig kreuzen und zur Oberfläche hin allmählich abflachen.

Zudem stellte sich in jüngster Zeit heraus, daß die Oberfläche der Kortikalis häufig nur aus einer dünnen subperiostalen Schicht geordneter Oberflächenlamellen besteht, die eine bestimmte Struktur vortäuschen kann und es auch Gebiete mit weniger geordneten Lamellensystemen gibt. Die Lamellen sind vielmehr durch das Wachstum bedingt so angeordnet; sie stellen also die Verkörperung der wachstumsbedingten Zugtrajektorien dar.

Die Knochenkompakta besitzt also keinen trajektoriellen Bau im Sinne einer funktionell anatomischen Ausrichtung (Knese,1958). Sie hat eine der Funktion angepaßte, aber nicht durch die Funktion entstandene Wachstumsstruktur. Sie paßt sich an verschiedene Beanspruchungen nicht durch die Änderung ihres Feinbaus, sondern nur durch Variieren der Querschnitte in Form und Materialverteilung an.

III. Mechanische Spannungsmessung am belasteten Unterkiefer

Nachdem Wolff sein berühmtes Transformationsgesetz aufgestellt hatte, glaubten viele Autoren, daß zum Nachweis einer funktionellen Knochenstruktur - besser einer funktionellen Spongiosastruktur - allein der Nachweis genüge, daß sich die Spongiosabälkchen rechtwinklig kreuzen. Darüberhinaus fordert die Wissenschaft aber aus Gründen der Exaktheit und Vollständigkeit und um den Zufall oder gar andere Ursachen auszuschließen, die Aufzeichnung der Spannungstrajektorien bei bestimmten mechanischen Belastungen im Unterkiefer. Da die Trajektorien parallel zu den Spongiosabälkchen verlaufen, müssen beide Muster übereinstimmen. So liegt heute per definitionem eine mechanisch funktionelle Spongiosastruktur dann vor, wenn die Spongiosabälkchen dasselbe

Muster aufweisen wie die Spannungstrajektorien eines physiologisch belasteten Unterkiefermodells aus einem homogenen Material. Die Probleme, die durch die Anwendung eines homogenen Materials im Vergleich zu dem inhomogenen menschlichen Unterkiefer entstehen, werden im nächsten Abschnitt diskutiert.

Zum Zweck dieser Spannungsanalyse wandte Gebhardt (1911) erstmalig die Spannungsoptik in der Medizin und Lewin (1913) die Spannungsoptik auf die Mandibula an.

Küntscher (1935) propagierte zur Bestimmung der Oberflächenspannung des Knochens die Lacktechnik.

Nachdem Evans und Lissner (1948) mit dieser Stresscoat-Technik bezüglich der statischen Belastung des Femurs erfolgreich waren, führte Evans (1953) unter ähnlichen Untersuchungsbedingungen Versuche am Unterkiefer durch.

Diese und die darauffolgenden Arbeiten von Huelke (1961), Weiss (1965) und Huelke und Harger (1968) hatten zum Ziel, das Bruchverhalten des Unterkiefers bei unphysiologischen Krafteinwirkungen zu erkennen.

Diese Methode, wie auch die Methode der Dehnungsmeßstreifen gestattet die Messung der Oberflächenspannungen auf dem Versuchskörper selbst, wobei allerdings ein erheblicher Aufwand und große Einschränkungen gemacht werden mußten.

Erst durch die Weiterentwicklung der Spannungsoptik wurden zunächst mit dem Erstarrungsverfahren neue Wege der mechanischen Spannungsanalyse in Körpern beschritten.

In Abschnitt D wird ein Überblick über Arbeiten gegeben, die mit dem Erstarrungsverfahren und mit der 2-dimensionalen Spannungsoptik in der Zahnmedizin arbeiteten.

Im allgemeinen ließe sich der Spannungsverlauf im Unterkiefer auch mathematisch mit der finiten Element-Methode erfassen. Doch erscheinen die Schwierigkeiten und der Umfang der zu erwartenden Rechnungen ungeheuer groß, so daß bis jetzt lediglich

eine Arbeit von Cupta (1973) existiert, der mit einem einfachen Ansatz einen eingeschränkten Bereich (ersten Molarenbereich) des Unterkiefers erfaßt. Seine Ergebnisse lassen die Richtigkeit der Methode erkennen.

IV. Der Unterkiefer, ein Hohlprofil bezüglich seiner mechanischen Festigkeit und das Problem des homogenen Versuchskörpers

In den vorhergehenden Abschnitten war hauptsächlich von der Struktur des Unterkieferknochens die Rede. Einer Struktur, die die Antwort auf funktionelle Reize ist und so einen Spongiosaverlauf zeigt, der den Trajektorienbildern eines homogenen Vergleichskörpers ähnlich ist. Die Übereinstimmung der Richtung allein genügt nun der funktionellen Anpassung nicht.

Als zweites Kriterium wird zusätzlich zur trajektoriellen Ausrichtung der Spongiosaelemente gefordert (siehe auch Pauwels,1965), daß Substanzmenge und Beanspruchungsverteilung einander entsprechen müssen.

Bei axialer Belastung der Spongiosaelemente - die Biegebeanspruchungen werden durch das annähernd trajektorielle Fachwerk klein gehalten - kommt eine Proportionalität zwischen Spongiosadichte und Spannungsgröße zustande.

Mit anderen Worten: Unter dieser Voraussetzung müssen die Substanzmenge im Knochen und die örtliche spezifische Festigkeit den in einem entsprechend beanspruchten homogenen Vergleichskörper auftretenden Spannungsgrößen proportional sein.

In einem Satz: Der Unterkieferknochen stellt einen Körper gleicher Festigkeit dar.

Zu diesem Punkt gibt die Arbeit von Küppers (1971) - Analyse zur funktionellen Struktur des menschlichen Unterkiefers - am besten Auskunft. Küppers bestimmt anhand von Röntgenbildern densitometrisch die Materialverteilung (Abb.7) in einem menschlichen Unterkiefer und vergleicht diese mit der Beanspruchungsverteilung, die

er aus Isochromatenbildern (Abb.8) abgeleitet hat. Die Abbildung 9 zeigt eine Gegenüberstellung von Materialverteilung und Beanspruchungsverteilung.

Abb.7

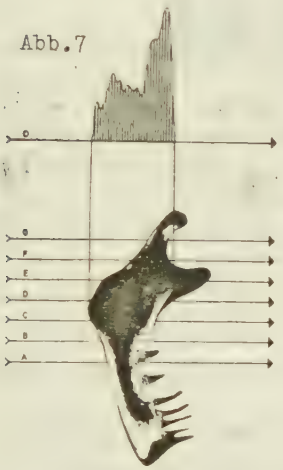


Abb.8

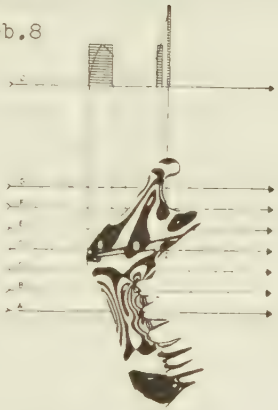


Abb.7: Röntgenbild einer Unterkieferhälfte. Für Meßstrecke D ist die Dichtekurve abgebildet (nach Küppers,1971,Abb.2)

Abb.8: Isochromatenbild, erhalten aus einem homogenen Araldit-modell nach dem Erstarrungsverfahren (siehe auch Kap.D). Für die Meßstrecke D ist die Kurve der Beanspruchungsverteilung abgebildet (nach Küppers,1971,Abb.22).

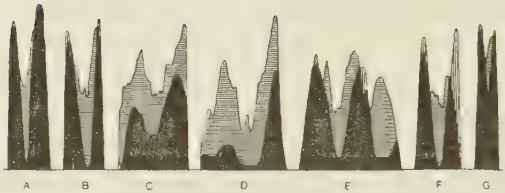


Abb.9: Gegenüberstellung von Materialverteilung und Beanspruchungsverteilung entlang den Meßstrecken A-G (vgl. Abb.7 und 8). Diagramme der Materialverteilung horizontal-, Diagramme der Beanspruchungsverteilung vertikal schraffiert (nach Küppers, 1971, Abb.25).

Küppers (1971) faßt die in Abb.9 dargestellten Ergebnisse folgendermaßen zusammen:
Die Materialverteilung zeigt abgesehen von kleinen Differenzen eine gute Anpassung an die Beanspruchungsverteilung. Die caudalen und cranialen Beanspruchungsmaxima, die das Hauptdruck- bzw. Hauptzugbündel verkörpern, übersteigen in den Diagrammen B, F und G um ein geringes die für die vorhandene Materialmenge zulässige Größe.
In den übrigen Diagrammen findet sich gegenüber den lokalen Beanspruchungsgrößen ein Materialüberschuß, der im Bereich des Basalbogens besonders ausgeprägt erscheint. Die Beanspruchungsminima und -maxima und die entsprechenden Materialgipfel und -täler liegen, abgesehen von einigen unbedeutenden Verschiebungen, auf gleicher Höhe der Meßstrecken.

Aus den Kurven ersieht man, daß die größte Beanspruchung, wie auch die größten Materialansammlungen, sich an der Peripherie, weit ab vom Basalbogen, der im folgenden als Biegenullinie bezeichnet wird, befinden.

Dies steht mit einem Satz aus der Festigkeitslehre in Übereinstimmung, nach dem das Widerstandsmoment eines Körpers um so größer ist, je größer die Flächen sind und je weiter diese von der Biegenullinie entfernt liegen.

$$W = \int r^2 \, df$$

(r ist der Abstand des infenitesimalen Flächenelementes df von der Biegenullinie.) Das Integral erstreckt sich über den ganzen Querschnitt senkrecht zur Biegenullinie.

Den Hauptbeitrag zum Widerstandsmoment des Unterkiefers stellt also die Kompakta.

Der Unterkiefer ist in etwa ein Hohlprofil bezüglich seiner mechanischen Festigkeit.

Küppers Ergebnisse zeigen, daß ein homogenes Modell den Original-Unterkiefer in seinen mechanischen Eigenschaften beschreiben kann, obwohl dieser, wie man bei makroskopischer Betrachtung sieht, ein Hohlprofil darstellt.

Wie sieht es aber mit dem Verlauf der Spannungstrajektorien aus, die denselben Verlauf wie die Spongiosaelemente aufweisen sollen?

Kann auch bei dieser Frage ein homogener Vergleichskörper herangezogen werden?

Da die Autoren, die sich mit diesem Thema beschäftigen, allein das Theorem der funktionellen Anpassung beleuchten wollen, beanspruchen sie für die Erfassung der Spannungstrajektorien im natürlichen Unterkiefer keine Exaktheit. Für sie ist die Frage wichtig, antwortet der Unterkiefer auf die funktionellen Reize oder nicht.

Exaktheit kann m.E. auch gar nicht erreicht werden.

Man nimmt an, daß ein belastetes homogenes Vergleichsmodell ein Trajektorienmuster hat, das die Natur in der Struktur der Unterkieferspongiosa nachbaut. Dabei vergißt man aber, daß der Original-Unterkiefer durch seine nichthomogene Struktur wieder ein anderes Trajektorienmuster erfährt, das nicht unbedingt mit dem des homogenen Modells übereinstimmen muß.

Die Theorie der mechanischen Festigkeit der Körper unterstreicht dies vor allem in den Fällen, in denen der Körper inhomogen ist, d.h. einen verschiedenen Elastizitätsmodul an verschiedenen Stellen besitzt, wie es beim Unterkiefer der Fall ist.

Nur ein Rechenmodell oder ein spannungsoptischer Versuch, in dem ein homogener Körper und ein dem Unterkiefer exakt nachgebildetes Modell verglichen werden, könnte die Größe des Fehlers darlegen.

Da dies unmöglich ist, ist das Oberflächenschichtverfahren die zur Zeit einzige Möglichkeit das Theorem der funktionellen Anpassung unter diesem Aspekt zu beleuchten.

D Theoretische Grundlagen und praktische Spannungsoptik

I. Die physiologischen Belastungen des Unterkiefers

1. Einführung

Bei Spannungsmessungen dieser Arbeit ist die Auswahl der Belastungsart des Unterkiefers von großer Wichtigkeit.

Die Kiefergelenksbelastung, die Kaumuskulaturkräfte und der Kaudruck sind in Richtung und Größe den physiologischen Bedingungen möglichst genau anzupassen.

Eine Wahl der geeigneten Belastungsart ist deshalb so schwierig, weil weder über die Kiefergelenksbelastung noch über das Kräftespiel der Kaumuskulatur Klarheit besteht. Lediglich der Kaudruck, einfachen Messungen zugänglich, ist genauer erforscht.

Hier wird ein Kompromiß bei der Wahl der Belastungsart eingeschlagen, der nach dem heutigen Stand der Wissenschaft optimale Ergebnisse erwarten läßt.

Die Erkenntnisse aus der Kauphysiologie werden kombiniert mit Belastungsmodalitäten von Versuchen zur funktionellen Anatomie des Unterkiefers, bei denen die Autoren die beste Übereinstimmung von Spannungstrajektorien und Spongiosastruktur haben (Motsch, 1965, Küppers,1971).

Hinzu kommen eigene theoretische Überlegungen, mit Hilfe der graphischen Statik und praktischen Gleichgewichtsversuchen auf das geforderte Problem zugeschnitten.

2. Die Hebelgesetze des Unterkiefers

Ausgehend von Walkhoff (1900-1902) und Gysi (1912), die den Unterkiefer beim Kauen als Hebel betrachteten - die Kiefergelenke bilden dabei das Hypomochlion - entstanden viele Theorien, deren weitreichendste und exakteste die von Gysi (1915) war.

Anhand exakter Modellversuche, Berechnungen und Zeichnungen charakterisierte er den Unterkiefer als einarmigen Hebel beim Abbeißen mit den Frontzähnen und beim beidseitigen Kauen, als zweiarmigen Hebel beim Kauen auf einer Seite, wobei die Kaukraft der Balanceseite auch auf die Kauseite hinüberwirkt und den Druck auf den Bissen erhöht. Wird der Bissen nach hinten verschoben, so nimmt der Kaudruck zu und der Druck auf den Kondylus der Kauseite ab, bis eine Zugbelastung auftritt.

Nach seiner Theorie wird der Kondylus der Balanceseite immer stärker belastet und der Druck kann bis zu 70% des Kaudruckes erreichen.

Gysi setzte in seinen Konstruktionen für jede Kieferseite eine gleich große Muskelkraft ein, die vertikal entlang dem Processus muscularis nach kranial zog (Abb.10 und 11).

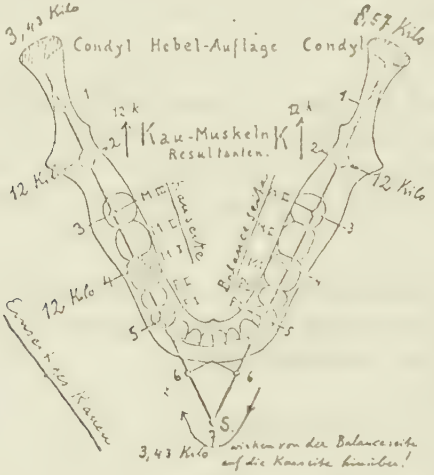


Abb.10: Einseitiges Kauen im 6er-Bereich nach Gysi (1921)

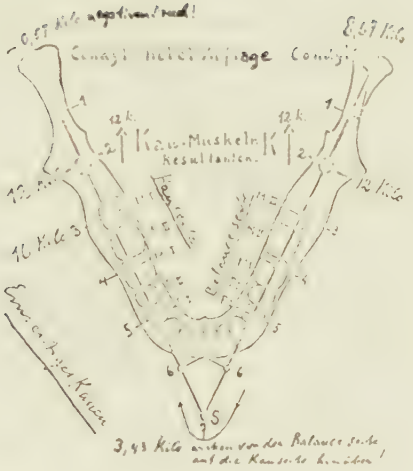


Abb.11: Einseitiges Kauen im 8er-Bereich nach Gysi (1921)

Ackermann (1953) korrigierte diese Konstruktion, da bekanntlich die Muskeln beim einseitigen Kauen auf beiden Seiten unabhängig innerviert werden. Er erhielt so auf der Nichtkauseite einen wesentlich geringeren Gelenkdruck.

Gysi und die Verfechter seiner Theorie - Winkler (1921), Ackermann (1953), Roydhouse (1955), Helluy (1962) - vernachlässigten in ihren Betrachtungen jedoch die entscheidende Tatsache, daß bilateral symmetrische Kaumuskeln nicht nur unabhängig innerviert sind, sondern sich auch verschieden koordinieren können. Die zahllosen Möglichkeiten der Funktion motorischer Einheiten innerhalb eines Muskels, der einzelnen Muskeln innerhalb einer Muskelgruppe und der Muskelgruppen innerhalb des gesamten Kaumuskelsystems ermöglichen aber eine nicht faßbare, komplexe Muskelkoordination in jeder Kauphase.

Motsch (1965) versucht das Problem allgemein anzugehen. Er betrachtet den Unterkiefer als "Hebel", der um verschiedene Punkte drehbar ist, und an dem an verschiedenen Punkten Kräfte in verschiedenen Richtungen angreifen.

Im Gleichgewicht gilt für den Unterkiefer das allgemeine Hebelgesetz in bezug auf das Kaufeld als Drehpunkt:

$$M_1a_1 + M_2a_2 + M_3a_3 + \dots M_na_n = 0$$

wobei M_1, M_2 ...M_n die Muskelkräfte und a_1, a_2 ...a_n deren Kraftarme sind.

Dieses Prinzip konnte Motsch an ausgewählten Belastungsfällen beweisen, wobei er die Muskelkräfte natürlich in Richtung und Größe den physiologischen Gegebenheiten anpaßte und die Kiefergelenke möglichst druckentlastete.

Motsch betrachtet seine Versuchsanordnung nach dem heutigen Stand der Kenntnisse als das sinnvollste Prinzip, obgleich sie nicht den Anspruch auf biologische Exaktheit erhebt.

Dazu müßten für dieselbe Versuchsanordnung in vivo die Kaumuskelkräfte der einzelnen Muskeln gemessen sein (Abb.12 und 13).

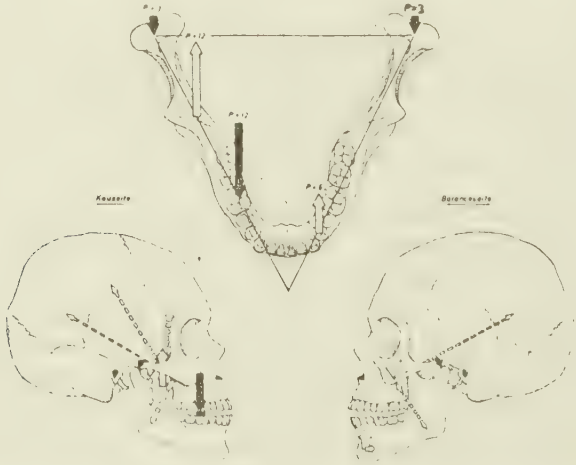


Abb.12: Parallelfall zu Gysis Darstellung des Kräftegleichgewichtes beim einseitigen Kauen im 6er-Bereich nach Motsch (1965)

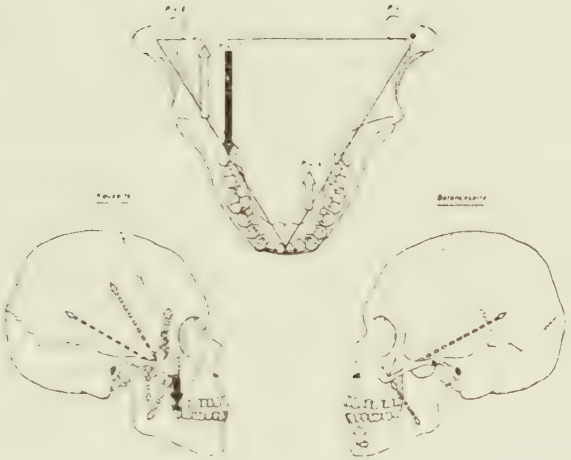


Abb.13: Parallelfall zu Gysis Darstellung des Kräftegleichgewichtes beim einseitigen Kauen im 8er-Bereich nach Motsch (1965)

3. Die Beanspruchung des Kiefergelenks

Die Frage nach der Kiefergelenksbeanspruchung hat eine Fülle von Meinungsverschiedenheiten hervorgebracht. Zahlreiche Autoren lehnen jede Druckbelastung des Kiefergelenks ab, während andere eine mechanische Beanspruchung bejahen.

Eine Zusammenfassung der Literatur zu diesem Themenkreis gibt Motsch (1965):
"Die dynamische Beanspruchung der Unterkiefer läßt beim Kauen eine mechanische Beanspruchung der Kiefergelenke vermuten. Bei Leerbewegungen ist das Kiefergelenk jedoch rein muskulär geführt und druckfrei. Der histologische Aufbau der Gelenkgewebe erlaubt eine gewisse Druckbeanspruchung der Kiefergelenke."

Motsch führt zwar Belastungsstudien am Kieferköpfchen durch, korreliert diese aber nicht mit Kaubelastung, Muskelkräften und -richtungen.

Aufschlußreicher für diese Arbeit sind die Untersuchungen von Molitor (1969), der der Frage nach der Belastungsqualität mit Hilfe der graphischen Statik, spannungsoptischen Modellversuchen und Knochendichtemessungen an Kiefergelenksschnitten nachgegangen ist.

Die Ergebnisse weisen darauf hin, daß man normalerweise das Kiefergelenk bei Erzeugung eines Kaudrucks belastet. Molitor konnte aber auch zeigen, daß unter bestimmten Voraussetzungen das Gelenk lastfrei bleibt, selbst wenn ein Kaudruck aufgebracht wird.

Grundlage seiner Betrachtungsweise ist die Tatsache, daß bei einer Gelenksbelastung diese nur senkrecht auf die Gelenksbahn wirken kann. Andernfalls würde das Kieferköpfchen in der Gelenkpfanne gleiten. Sollten solche Gleitkräfte auftreten, so ist der musculus pterygoideus lateralis in der Lage eine Gegenkraft aufzubauen.

Da nun der Unterkiefer beim Öffnen in der Gelenkpfanne gleitet, ist für jede Öffnungsphase eine andere Belastungsrichtung vorhanden.

Die Abb. 14a-c, von Molitor übernommen, zeigt diese Tatsache.

Die Anordnung in Abb.14a wird in dieser Arbeit übernommen, weil diese Schlußbißstellung (siehe nächstes Kapitel) für unsere Versuchsanordnung am meisten zutreffend ist.

Nach dem eben Beschriebenen wirkt die Kraft auf die Gelenkpfanne senkrecht, und diese bildet mit der Alveolarebene etwa einen Winkel von 60°. Wie groß diese Kraft ist, und ob sie überhaupt auftritt, ergibt sich aus den Richtungen und Kräften des Kaudrucks, der Muskeln und der Form des Unterkiefers.

Einen ganz anderen Weg beschritt Ludwig (1973), dessen Methode klare Hinweise auf eine mögliche Belastung und Führungsfunktion der Kiefergelenke geben kann.

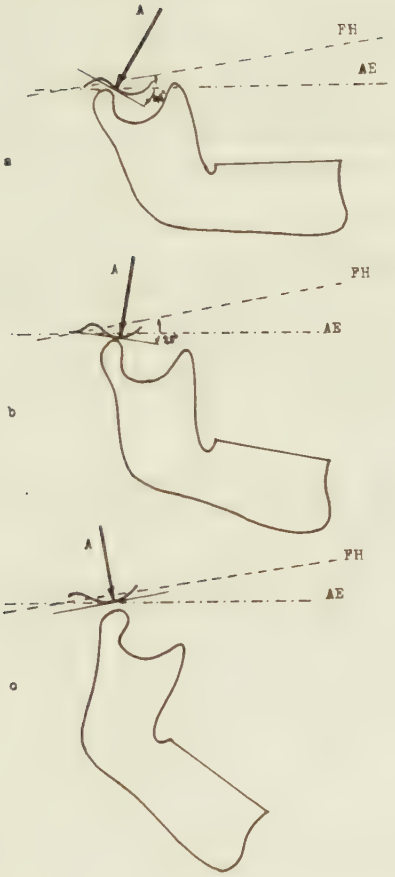


Abb.14a-c: Stellung des Kieferköpfchens zum Tuberculum articulare. Einzeichnung der Belastungsrichtung, die das Gelenk aufnehmen kann, a Ruhelage des Unterkiefers, b mittlere Mundöffnungsstellung, c maximale Mundöffnungsstellung, FH Frankfurter Horizontale, AE Alveolarebene, A Auflagelast (nach Molitor,1969)

Er geht davon aus, daß beim Einsetzen der Kaukräfte in der Initialphase eines Kauzyklus der Unterkiefer einen der Zugrichtung und der Zugkraft der Kaumuskulatur proportionalen Bewegungsimpuls zeigt.

Die Differenz zwischen der Ruhehaltung des Unterkiefers, wobei der Bissen lediglich zwischen den Zahnreihen gehalten wird, und der Arbeitshaltung beim Einsetzen der Muskelaktivität zu Beginn der Kautätigkeit läßt Rückschlüsse auf eine mögliche Belastung und Führungsfunktion der Kiefergelenke zu.

Seine Ergebnisse lassen sich kurz zusammenfassen:

1. Der Drehpunkt des Unterkiefers liegt im jeweiligen Kaufeld.
2. Die Bewegungsführung des belasteten Unterkiefers ist infolgedessen rein muskulär bedingt.
3. Bei einer kaufunktionellen Belastung im Front- und Prämolarenbereich ist eine mögliche Belastung der Kiefergelenke nicht auszuschließen.
4. Bei einer kaufunktionellen Belastung im gesamten Molarenbereich, in dem sich das Kaugeschehen hauptsächlich abspielt, werden die Kiefergelenke nicht belastet.
5. Die Kontraktionskräfte bei bilaterialer Abstützung sind um 20-40% kleiner als die bei unilateraler Abstützung.

Welche Möglichkeiten sich nun ergeben und welche sinnvoll sind, wird in den folgenden Kapiteln beschrieben.

4. Die Größe und Richtung der Kaukräfte

Nach dem im vorhergehenden Kapitel Gesagtem, ist eine genaue Bestimmung der Größe und Richtung der Kaukräfte jedes einzelnen Muskels nicht möglich.

Mit der Annahme, daß bei physiologischer Belastung - also bei Kauvorgängen - alle Muskeln in etwa gleich beteiligt sind, wird ihr Anteil an der Kaukraft nach ihrem Querschnittsanteil und Hebelverhältnis berechnet.

Schumacher (1961) gibt demnach für die mögliche Kraftentfaltung der einzelnen Muskeln folgende Werte an:

M. masseter	= 29%	
M. temporalis	= 36%	der gesamten Kaukraft,
M. pterygoid.med.	= 18%	die ca. 1000N beträgt
M. pterygoid.lat.	= 17%	

Daß der M. pterygoideus lateralis nicht bei allen Kauakten mit 17% des Kraftaufwandes beteiligt ist, liegt auf der Hand.

Motsch (1965) vernachlässigt den Muskel ganz. Er weist aber auf seine Funktion als Stabilisator des Systems hin. Obwohl der M.pterygoideus lateralis sich nicht direkt an der Kauleistung beteiligt, steuert er doch bestimmte Bewegungen.

Küppers (1971) berücksichtigt ihn mit 16% der am Unterkiefer aufgewandten Kraft.

An dieser Stelle ist klarzustellen, daß der absolute Kaudruck hier nicht interessiert, da wir nur qualitative Messungen vornehmen.

Auch wird mit den Werten von Eichner (1963) und Anderson (1953), die am 1.Molaren eine durchschnittliche Kaukraft von 25 N angeben, die Belastung so gering, daß kein spannungsoptischer Effekt mit dem Oberflächenschichtverfahren eintreten kann (siehe später).

Den Richtungsverlauf beschreibt Schumacher (1961) wie folgt:

Der M.temporalis, dessen Hauptmasse fächerförmig in der retroorbitalen Vertiefung der Fossa temporalis gelegen ist, wird bei seitlicher Projektion durch drei funktionell unabhängige Komponenten charakterisiert. Die anterioren und posterioren Muskelfasern schließen einen Winkel von 100° ein, wobei die posteriore Muskelportion parallel der Alveolarebene verläuft. Die Fasern im mittleren Bereich ziehen in vertikaler Richtung.

Der m.pterygoideus lateralis zerfällt in zwei Muskelportionen, die ihren fächerförmigen Ursprung von der facies lateralis laminae lateralis proc.pterygoidei bzw. vom Planum infraorbitale alae majoris ossis sphenoidalis nehmen.
Das caput inferius inseriert in der Fovea pterygoidea mandibulae, die Fasern des caput superius finden ihren Ansatz teils an der Vorderseite des Condylus, teils an der Gelenkkapsel und am Discus articularis.
Die Mittelachsen der beiden Muskelköpfe verlaufen zur Alveolarebene in einem Winkel von jeweils 20°.

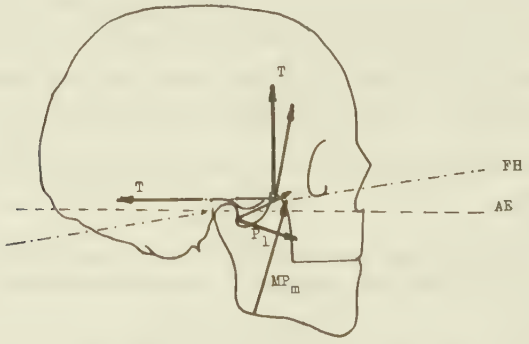


Abb.15: Seitliche Ansicht des Schädels mit Einzeichnung der Wirkungsrichtung der Kaumuskulatur (Umzeichnung nach Schumacher,1961). FH Frankfurter Horizontale, AE Alveolarebene, TM.temporalis, P_1M.ptery.lat., MP_m Mm.masseter et ptery.med.

Der M.masseter, der am Jochbogen entspringt, bildet mit dem M.pterygoideus med., der in der Fossa pterygoidea seinen Ursprung hat, eine nach oben offene Muskelschlinge um den Angulus mandibulae. Beide Muskeln haben ungefähr die gleiche Wirkrichtung, die bei seitlicher Projektion mit der Alveolarebene einen Winkel von 75° bildet.

5. Die Koordination der Kaumuskulatur

Der Bau des Unterkiefers ist weniger nach seiner Beanspruchung während der freien Leerbewegungen oder den mahlenden Kaubewegungen ausgerichtet, als vielmehr nach den stärksten Beanspruchungen durch vollen Einsatz der Kaumuskulatur: durch den Quetschdruck im Molarenbereich bei besonders harten Speisen oder beim Abbeißen mit den Frontzähnen.

Da gerade der Spannungsverlauf bei diesen stärksten Beanspruchungen interessiert, ist es zweckmäßig, das dynamische Geschehen des Kauaktes in ein statisches System überzuführen. Man betrachtet also den Unterkiefer in bestimmten Kauphasen, als ob er dauernd unbeweglich bliebe. In diesen Positionen halten sich die Muskelkräfte und der Widerstand des Bissens im Gleichgewicht.

Das Schwierige an den Gleichgewichtsbetrachtungen ist nicht die Anatomie der Kaumuskeln, d.h. ihren Querschnitt und Verlauf zu bestimmen - dieser ist seit langem exakt erforscht -, sondern ihre Koordination bei einer gewissen Kauposition.
Diese Koordination muß nicht zwangsläufig eindeutig sein. Es läßt sich denken, daß das Gleichgewicht einer Kauphase durch verschiedene Muskelkräfte unterschiedlicher Muskeln erreicht werden kann.

Ebendies hat Motsch (1965) gezeigt.

Welche Kombination der Kaumuskelkräfte ist nun für einen bestimmten Fall die Richtige?

Hier kann nur die Elektro myographie weiterhelfen.

Die einzelnen Arbeiten auf diesem Gebiet stellt Motsch (1965) zusammen, wobei aber eine sinnvolle quantitative Auswertung für die vorliegende Fragestellung nicht möglich ist.

Zu diesem Thema wird die Abhandlung von A.u.W. Zenker (1955) häufig herangezogen. Sie haben die Tätigkeit der Kiefermuskeln bei den wichtigen Bewegungen des Unterkiefers elektromyographisch untersucht. Ihre Ergebnisse belegen die von den Anatomen den Muskeln zugeordnete Aufgabe, so daß sich im Ganzen nichts Neues aus dieser Untersuchung ergibt.

Für die vorliegende Arbeit ist die Tatsache interessant, daß der M.pterygoideus lateralis beim Zusammenbeißen eine deutliche Aktivität zeigt.

6. Das physiologische Belasten der Unterkiefer

In seiner Arbeit - Analyse der funktionellen Struktur des menschlichen Unterkiefers - gelingt es Küppers (1971) eine Übereinstimmung von Spannungstrajektorien und Spongiosastruktur befriedigend nachzuweisen. Dazu belastet er ein homogenes, dreidimensionales Araldit-Modell im Frontzahnbereich (siehe Abb.16 und 17).

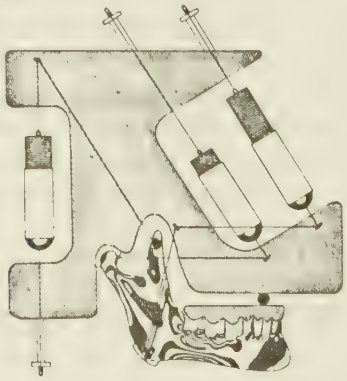


Abb.16: Versuchsanordnung für das Belasten im Frontzahnbereich nach Küppers,1971 (Darstellung der Isochromaten)

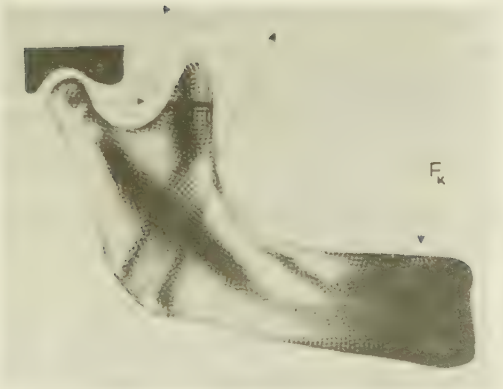


Abb.17: Photographisches Trajektorienbild eines dreidimensionalen Unterkiefermodells mit relativen Muskelkraftgrößen der Mm.masseter, pterygoideus med., temporalis und pterygoideus lat.. Der Belastungspunkt liegt im Frontzahnbereich (nach Küppers, 1971, Abb.15).

Für diese Versuchsanordnung scheint also die Belastung physiologisch gewählt worden zu sein.

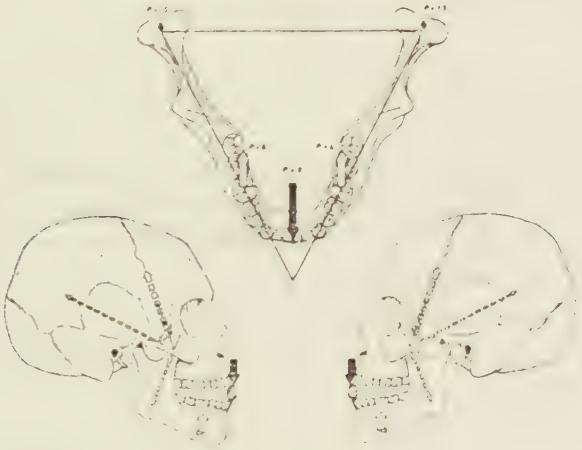


Abb.18: Abbeissen in der Front, nach Motsch (1965)

Abb.18 zeigt die Anordnung, die Motsch (1965) für das Abbeissen mit den Frontzähnen angibt. Das Kiefergelenk ist leicht druckbelastet. Da beim Abbeissen mit den Frontzähnen die Muskelkräfte immer weit hinter dem Kaufeld angreifen, muß immer eine Tangentialkraft nach dorsal entstehen, damit das Kiefergelenk nicht überbelastet wird.
Der einzige Muskel, der zu dieser Kraft ein Gleichgewicht herstellen kann, ist der M.pterygoideus lateralis.

Die Versuchsanordnung in Abb.19 und 20 zeigt die Verwirklichung der Arbeitsweise des Unterkiefers als allgemeiner Hebel (siehe Abschnitt DI.2.) beim Kauen anschaulich an einem menschlichen Modell und beweist zugleich die theoretisch entworfene Gleichgewichtsbetrachtung (Motsch,1965).

Beim einseitigen Kauen ist das Gleichgewicht in dieser Position nicht unbedingt von dem hier gezeigten Kräftespiel abhängig. Ohne weiteres können wir die Kräfte und ihre Richtungen in bestimmten Grenzen untereinander variieren, vor allem, wenn beide Kondylen eine geringe Stützfunktion ausüben. Sobald sich aber die Kaulast als Gegengewicht weiter nach vorne schiebt, müssen die Kräfte der Kauseite teilweise reduziert werden, damit ein Gleichgewicht bestehen bleibt. Dasselbe gilt in extremen Maße für die Belastung der Frontzähne (Abbeissen), (Motsch,1965).

Damit reduziert sich zwangsläufig auch die Kaulast - ein Phänomen, das der Wirklichkeit entspricht-.

In der vorliegenden Arbeit wird mit einer Versuchsanordnung gemessen, die die Ergebnisse von Schumacher (1961), Motsch (1965), Molitor (1969) und Küppers (1971) berücksichtigt, zum großen Teil aber auf eigenen Versuchen basiert.

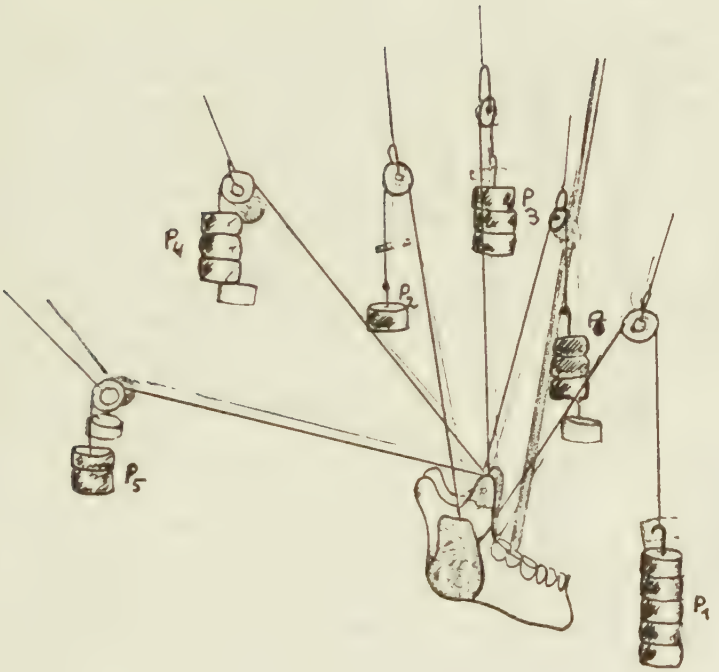


Abb.19: Kauseite: Die Gewichte stellen das relative Verhältnis der maximal angestrengten Kaumuskeln dar und sind in Einheiten (P) angegeben.

M. Masseter	P = 6	ventral-craniale Komp.	$P_1 = 5$
		craniale Komponente	$P_2 = 1$
M. Temporalis	P = 8	anteriore Komponente	$P_3 = 3$
		mediale Komponente	$P_4 = 3$
		posteriore Komponente	$P_5 = 2$
M. Ptery. med.			$P_6 = 3$

(nach Motsch,1965)

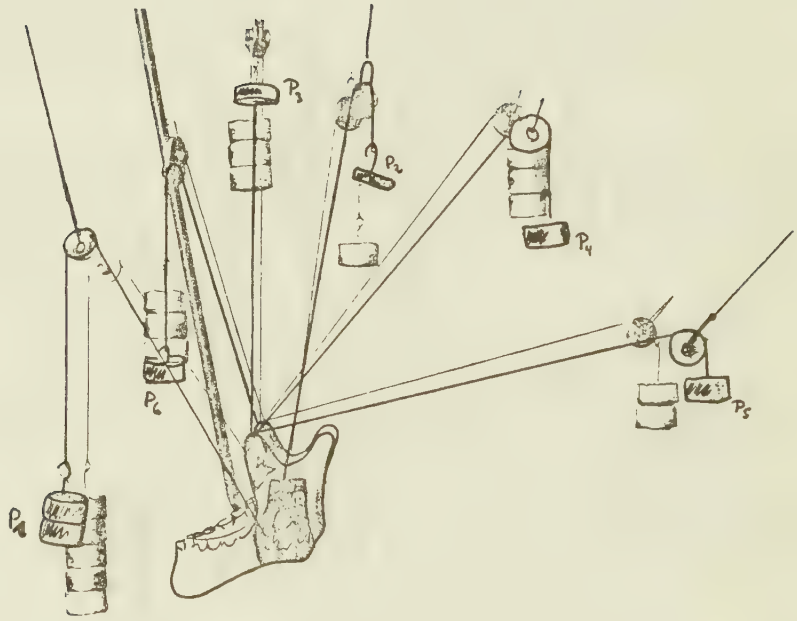


Abb.20: Balanceseite:

M. Masseter	P = 2,5	ventral-craniale Komp.	$P_1 = 2$
		craniale Komponente	$P_2 = 0,5$
M. Temporalis	P = 2,5	anteriore Komponente	$P_3 = 0,5$
		mediale Komponente	$P_4 = 1$
		posteriore Komponente	$P_5 = 1$
M. Ptery. med.			$P_6 = 1$

(nach Motsch,1965)

7. Eigene Versuche

Da genauere elektromyographische Daten fehlen, muß statt der deduktiven Vorgehensweise der induktive Weg Anhaltspunkte liefern.

Mit der graphischen Statik (Molitor,1969) wird eine Kombination der Kaumuskulatur gesucht, die im physiologischen Bereich liegt und einer bestimmten Kau- und Kiefergelenksbelastung Rechnung trägt.

Die graphische Statik berücksichtigt alle am Unterkiefer angreifenden Kräfte in Größe und Richtung und ermöglicht theoretische Überlegungen zur Muskelkoordination und Gelenksbelastung.

Aus der Vielzahl von Möglichkeiten gestattet sie eine sinnvolle Auswahl. Die Ergebnisse von etwa 30 Konstruktionen sind im folgenden zusammengefaßt:

a. Belasten im Frontzahnbereich

Steht die Kaulast senkrecht und die Kiefergelenksbelastung mit 60° auf der Alveolarebene, so ergeben sich für die Frontzahnbelastung gewisse Gesetzmäßigkeiten.

- Es gibt keine physiologische Kombination der Kaumuskulatur, die ohne Kiefergelenksbelastung auskommt.
- Der Hauptteil an der Muskelresultierenden, der in Front und Gelenk zur Wirkung kommt, wird vom M.masseter getragen.
- Der M.temporalis und der M.pterygoideus lateralis haben steuernde, weniger Kaukraft verstärkende Wirkung. Ihre Wirkungen heben sich zum Teil auf.
- Läßt man die Kauwirkung des M.temporalis beiseite, so ergeben sich nur für gewisse Kräfteformen Lösungen, aber mit sehr kleinen Werten des M.pterygoideus lateralis.
- Ohne M. pterygoideus lateralis treten sehr kleine Kräfte des M.temporalis auf. Ihre Richtungen haben kaum einen Einfluß auf Gelenk- und Frontbelastung.
- Die Wirkung des M. pterygoideus lateralis ist in einem Winkel von 0°-20° für das Gelenk am günstigsten.

Als Entscheidungskriterium für die Kombination der Kaumuskulatur kann die Wirtschaftlichkeit dienen, d.h.:
Welcher Prozentsatz der aufgewandten Kaukraft kommt zur Wirkung und wie groß ist dabei der Gelenkdruck?

Dies wurde von mir für eine große Anzahl von Muskelkombinationen geprüft, wobei die Betrachtung von Grenzfällen -z.B. es wirkt nur die anteriore Komponente des M.temporalis in Verbindung mit M.masseter und M.pterygoideus lateralis - eine allgemeine Aussage zulassen.

Die in Abb.21 dargestellte, theoretisch annähernd optimale Kausituation wurde für den Fall der Frontbelastung nachzuahmen versucht (siehe Kap. E IV).

In Tabelle 1 sind die Daten aufgeführt.

	Richtung zur Alveolarebene	rel. Größe der Kräfte	Anteil an der ges. Kaukraft
Gelenk	60°	48	39 %
Frontbereich	90°	44	35 %
M. temporalis	130°	32	26 %
M. pteryg. lat.	0°	22	18 %
M. masseter	70°	70	56 %

Tab.1: Theoretische Belastungparameter für das Abbeissen mit den Frontzähnen

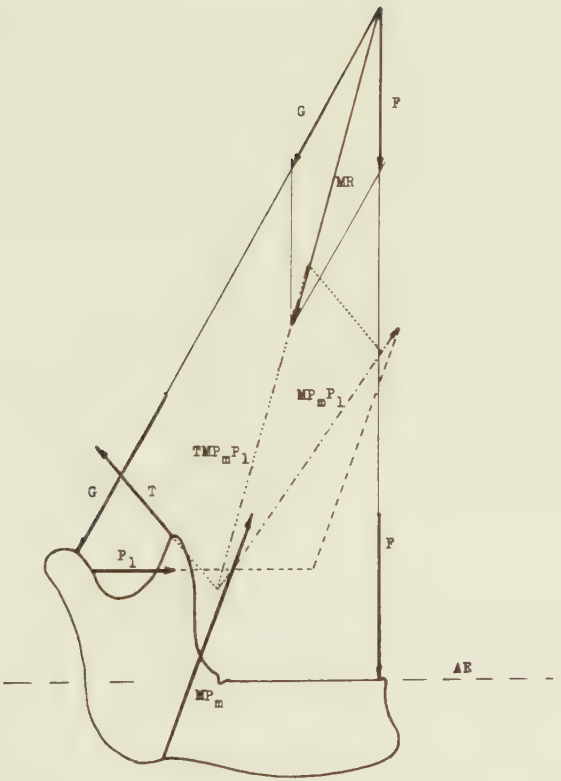


Abb.21: Konstruktion der Muskelresultierenden MR = TMP_mP_1 für das Abbeissen in der Front.
MP_m Mm.masseter et pteryg.med., P_1 M.pteryg.lat., T M.temporalis, MR Muskelresultierende, F Kaudruck, G Gelenksbelastung, AE Alveolarebene, MP_mP_1 Resultierende aus diesen Muskeln;
Die Muskelresultierende MR bestimmt den Kaudruck und die Gelenksbelastung.

b. Belasten im 6-er Bereich

Ist die Aussage der graphischen Statik bei der Frontzahnbelastung schon mit gewissen Einschränkungen behaftet, so kann sie bei Anwendung des einseitigen Kauens nur orientierende qualitative Ergebnisse liefern. Durch die unterschiedliche Koordination der Muskulatur von Arbeits- und Balanceseite wird bei alleiniger Betrachtung der Arbeitsseite ein nicht zu unterschätzender Fehler begangen. Deshalb dient die graphische Statik hier nur zur Orientierung. Die Werte von Motsch (1965) für Kauen ohne Gelenkbelastung sind berücksichtigt.
Folgende Gesetzmäßigkeiten wurden erarbeitet:

- Bei stetigem Verschieben des Kaudrucks in dem Molarenbereich nimmt die Gelenkskomponente ab, bis sie je nach Kieferform in der Gegend der Prämolaren, bei sinnvoller Muskelkombination, Null werden kann.
- Beim Kauen im 6-er Bereich arbeitet das Kausystem am ökonomischsten, wenn nicht ganz auf eine Kiefergelenksbelastung verzichtet wird.

Abb.22 zeigt im Vergleich mit Abb.23 sinnvolle Konstruktionen, wobei der Einfluß der Balanceseite unberücksichtigt bleibt. Die Werte aus Abb.22 sind in Tab.2, die aus Abb.23 in Tab.3 zusammengestellt. Man erkennt durch Vergleich der Zeichnungen und Tabellen, daß der M.pterygoideus lateralis sich eher störend auswirkt. Durch Kombination von Abb.23 mit den Ergebnissen von Motsch (1965) (siehe Abb.19 und 20) und eigenen experimentellen Versuchen ergibt sich ein Belastungsfall, der in Abb.E.IV. näher dargestellt ist.

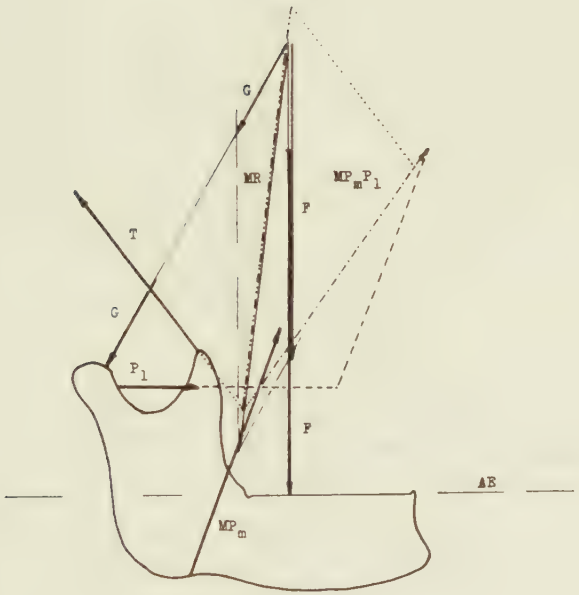


Abb.22: Konstruktion der Muskelresultierenden MR = TMP_mP_1 für das Kauen im 6-er Bereich.
MP_m Mm. masseter et pteryg. med., P_1 M. pteryg. lat., T M. temporalis, MR Muskelresultierende, F Kaudruck, G Gelenkbelastung, AE Alveolarebene, MP_mP_1 Resultierende aus diesen Muskeln

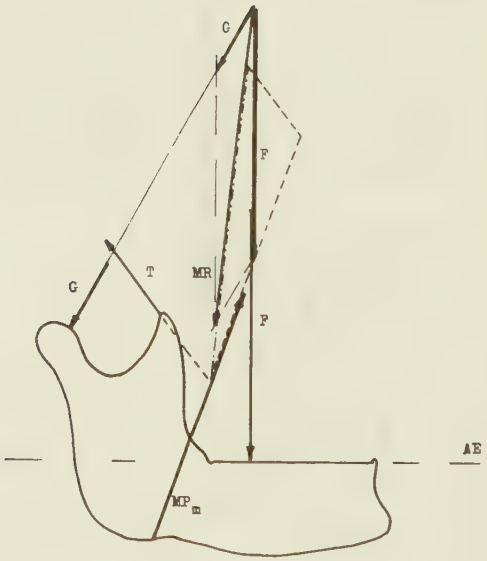


Abb.23: Konstruktion der Muskelresultierenden MR = TMP_m für das Kauen im 6-er Bereich ohne M. pteryg. lat..
Die Bezeichnungen sind dieselben wie in den vorhergehenden Abbildungen.

	Richtung zur Alveolarebene	rel. Größe der Kraft	Anteil an der ges. Kaukraft
Gelenk	60°	27	19 %
6-er Bereich	90°	93	64 %
M. temporalis	125°	54	37 %
M. pteryg. lat.	0°	21	14 %
M. masseter	70°	70	48 %

Tab.2: Theoretische Belastungsparameter für das Kauen im 6-er Bereich.

	Richtung zur Alveolarebene	rel. Größe der Kraft	Anteil an der ges. Kaukraft
Gelenk	60°	20	21 %
6-er Bereich	90°	67	71 %
M. temporalis	125°	25	26 %
M. pteryg. lat.	- -	- -	- -
M. masseter	70°	70	74 %

Tab.3: Theoretische Belastungsparameter für das Kauen im 6-er Bereich ohne Berücksichtigung des M. pterygoideus lat.

II. Spannungsoptische Betrachtungen

1. Begriff der Spannung

Wird ein Körper durch äußere Kräfte belastet, so müssen diese Kräfte durch den Körper übertragen werden. Um die hierbei auftretenden Beanspruchungen des Werkstoffes zu kennzeichnen, hat man den Begriff "Spannung" eingeführt.
So besitzt jeder Punkt eines belasteten Körpers einen gewissen Spannungszustand.

In Abb.24 wird ein unendlich kleines Element, das aus einem belasteten Körper ausgeschnitten gedacht ist, mit den auftretenden Spannungen betrachtet.

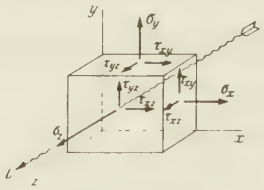


Abb.24: Spannungen am Raumelement

In der angewandten Spannungsoptik interessieren letztlich jene Spannungen, die in der Ebene senkrecht zum durchtretenden Lichtstrahl liegen. Sie wirken auf den in der gleichen Ebene schwingenden elektrischen Vektor des Lichtes ein und sind so für den spannungsoptischen Effekt verantwortlich.

Aus den unendlich vielen Koordinatensystemen, die zur Beschreibung des Spannungszustandes an einer Stelle möglich sind, wird das ausgewählt, dessen z-Achse parallel zum Lichtstrahl liegt.

In jeder der zum Lichtstrahl senkrechten Ebenen kann man für jeden Punkt eine größte und kleinste Normalspannung σ_1 und σ_2, die parallel x und y verlaufen, finden. Sie stehen also aufeinander

senkrecht und bilden die Halbachsen der Spannungsellipsen, die zu diesem Punkt gehört (Abb.25).

Abb.25: Durch Zug wird ein aufgezeichneter Kreis zu einer Ellipse verformt

Es läßt sich beweisen, daß die Normalspannung σ_1 und σ_2 den Spannungszustand vollständig beschreiben. Die in jedem Punkt natürlich vorhandenen Schubspannungen werden durch die geeignete Wahl des oben erwähnten unendlich kleinen Elements zu Null.

2. Optische Grundlagen

Beim Übergang des Lichtes von Luft in ein durchsichtiges, dichteres Medium erfährt es nach dem Brechungsgesetz eine Geschwindigkeitsänderung, und damit eine Ablenkung.

In sehr vielen Körpern wird das Licht aber in zwei Teilstrahlen zerlegt, die senkrecht zueinander eben polarisiert sind und den Körper mit verschiedenen Geschwindigkeiten durcheilen.

In Stoffen, die in der Spannungsoptik Anwendung finden, ist dieser Geschwindigkeitsunterschied, und so auch die Richtungsänderung kaum meßbar. Sie können wir nur im polarisierten Licht beobachten.

Fällt ein Lichtstrahl durch einen Polarisator, so verläßt er diesen eben polarisiert. Sein elektrischer Vektor, wie auch der magnetische, der zu ihm senkrecht steht, schwingen in einer Ebene. Beim Eindringen in ein spannungsoptisches Medium entstehen zwei kohärente Teilstrahlen, deren Richtungsänderung wir vernachlässigen können. Die Schwingungsrichtungen der Teilstrahlen liegen senkrecht zueinander, und ihre vektorielle Addition $-A_1$ und A_2- ergeben A (Abb.26).

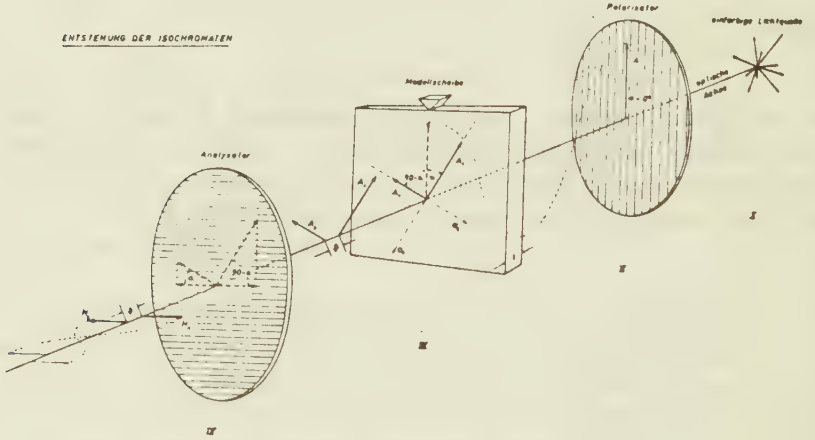


Abb.26: Entstehung von Isochromaten

Diese Komponentenzerlegung ist abhängig von den Spannungsverhältnissen und liegt in den Richtungen der Hauptnormalspannungen σ_1 und σ_2 .

Wenn auch die Richtungsänderung nicht von Bedeutung ist, so ist doch die mit ihr zusammenhängende Geschwindigkeitsänderung für den zu beobachtenden Effekt maßgebend. Die Teilstrahlen laufen mit unterschiedlicher Geschwindigkeit durch den Körper und weisen nach einer gewissen Wegstrecke einen Gangunterschied auf. Nach dem Austritt aus dem Körper ergibt die vektorielle Addition von A_1 und A_2 nicht unbedingt wieder A, sondern der resultierende Vektor wird je nach Gangunterschied seine Lage geändert haben.

Hinter einem nachgeschalteten, um 90° gekreuzten Polarisationsfilter, das ohne spannungsoptischer Zwischenschicht dunkel wäre, tritt ein Anteil des neuen Vektors durch, und der Körper erscheint in einer bestimmten Weise aufgehellt.

3. Spannungsdoppelbrechung

a. Grundlagen

Den Zusammenhang zwischen Spannung und resultierendem Gangunterschied stellt die Hauptgleichung der Spannungsoptik her:

$$s = c \cdot d \cdot (\sigma_1 - \sigma_2)$$

wobei c eine Materialkonstante, d die Dicke des Modells und $\sigma_1 - \sigma_2$ die Normalspannungsdifferenz auf dieser Strecke ist.

Als Phasenverschiebung der beiden Wellen gegeneinander wird der Gangunterschied pro Wellenlänge bezeichnet, also:

$$\delta = \frac{s}{\lambda}$$

Daraus folgt:

$$\delta = c \cdot (\sigma_1 - \sigma_2) \cdot \frac{d}{\lambda}$$

Beim Oberflächenschichtverfahren durchläuft der Lichtstrahl die spannungsoptische Schicht zweimal.
Das ergibt:

$$\delta = c \cdot (\sigma_1 - \sigma_2) \cdot \frac{2d}{\lambda}$$

b. Isochromaten und Isoklinen

Nach der Hauptgleichung der Spannungsoptik ist δ abhängig von der Normalspannungsdifferenz $\sigma_1 - \sigma_2$. δ ist Null bei allen Punkten, bei denen auch $\sigma_1 - \sigma_2$ Null ist. Wächst $\sigma_1 - \sigma_2$, so nimmt δ ebenfalls zu, bis bei $\delta = 1/2$ ein Helligkeitsmaximum erscheint. Mit weiterem Anwachsen von δ nimmt die Helligkeit wieder ab, bis bei $\delta = 1$ wieder eine Auslöschung des Lichtes stattfindet u.s.w..
Diese Abhängigkeit des durchfallenden Lichtes von der Differenz $\sigma_1 - \sigma_2$ gilt in gleicher Weise für alle Punkte des Modells. So erscheinen also alle Modellorte, an denen δ dieselben Werte hat, durch Linien verbunden, die bei monochromatischem Licht Orte gleicher Helligkeit, bei weißem Licht Orte gleicher Farbe sind.

Stellen gleicher Normalspannungsdifferenz im Modell werden durch Linien gleicher Farbe verbunden. Diese haben daher den Namen Isochromaten erhalten.

Die Aufspaltung des Lichtstrahles in zwei kohärente Teilstrahlen, und somit das Auftreten von Isochromaten, kann logischer Weise nur dann erfolgen, wenn dessen Vektor A mit σ_1 und σ_2 einen von Null verschiedenen Winkel α einschließen.

Stimmt die Richtung einer Hauptspannung -also σ_1 oder σ_2 - mit der Polarisationsrichtung A des in das belastete Modell einfallenden Lichtstrahles überein, so passiert diese Lichtwelle das Modell unverändert und der Analysator bleibt für diese Stelle dunkel.

Diese Auslöschung findet unabhängig von der Wellenlänge und der Höhe der Belastung statt.

Man erhält also zusammen mit den Isochromaten zusätzlich dunkle Linien und Felder. Diese Bereiche sind Orte gleicher Hauptspannungsrichtungen und werden Isoklinen genannt.

Der Isoklinenparameter, das sind die Richtungswinkel der Hauptspannungen, ist mit der Durchlaßrichtung des Polarisators identisch. Durch gleichzeitiges Drehen des Polarisators und Analysators um die Lichtachse werden immer neue Bereiche dunkel, während die vorhergehenden sich wieder aufhellen. Damit kann man für jeden Punkt des Modells die Hauptspannungsrichtung ermitteln (Abb.27).

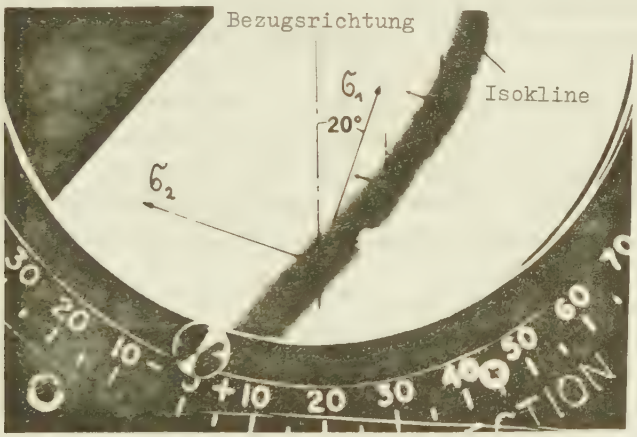


Abb.27: Hauptspannungsrichtungen zur 20°- Isokline

Zusammenfassend sei gesagt, daß die Isochromaten von der Stellung des Polarisators und des Analysators unabhängig, von der Wellenlänge jedoch abhängig ist. Bei den Isoklinen liegen umgekehrte Verhältnisse vor.

Aus den Isochromaten lassen sich Rückschlüsse auf die Verteilung der Spannungsgrößen, aus den Isoklinen auf die Spannungsrichtungen ziehen.

Ohne besondere Maßnahmen wird man so Isochromaten und Isoklinen nebeneinander beobachten, die sich überlagern, und so das Erkennen von Feinheiten wesentlich erschweren, an manchen Stellen sogar ganz unmöglich machen.

Jenachdem, welche der Liniensysteme aufgezeichnet werden sollen, müssen Modellwerkstoff und optisches Verfahren ausgewählt werden. Darauf wird bei Methode und Versuchsaufbau näher eingegangen.

4. Die Hauptspannungslinien

Mit Hilfe der Isoklinen können wir zeichnerisch oder photographisch die Spannungstrajektorien konstruieren. Dies wird ausführlich in Abschnitt D.II.5. beschrieben.

Die Spannungstrajektorie ist eine Kurve, deren Tangenten die Richtungen einer der Hauptspannungen angeben. Sie kreuzt die Richtung der anderen Hauptspannung überall senkrecht. Die Hauptspannungslinien bilden so über die ganze Oberfläche des belasteten Modells ein orthogonales Liniennetz und heißen deshalb Hauptspannungstrajektorien.

Ihre Bedeutung ist folgende:
Die Hauptspannungslinien liegen unendlich dicht und gehen durch jeden Punkt des belasteten Körpers. Bei ihrer Darstellung können sie natürlich nicht unendlich dicht aufgetragen werden, sondern sie werden in einem Abstand eingezeichnet, der vom Zeichner für jedes Problem vorgegeben wird.

In jedem Punkt beschreibt eine Linienschar die maximale Spannung, und die zu ihr senkrechte die minimale. Das Vorzeichen der Spannung ist auf einer Linie nicht unbedingt immer gleich, d.h. eine Linie ist nicht immer eine Druck- oder Zugtrajektorie.
Die Hauptspannungslinien sind auch dadurch ausgezeichnet, daß in ihnen keine Schubkräfte auftreten. Deshalb bleiben die Linien auch immer aufeinander senkrecht.

Besondere Aufmerksamkeit gehört den singulären oder schubfreien Punkten. Dies sind Stellen, an denen beide Hauptspannungen gleich groß sind. Da keine bestimmte Spannungsrichtung mehr vorhanden ist, laufen alle Isoklinen durch einen solchen Punkt.

Es wird oft versucht die Hauptspannungslinien wie die Stromlinien in der Strömungsmechanik zu behandeln.
Je dichter die Stromlinien, desto größer die Geschwindigkeit.
Auf die Spannungsoptik übertragen, würde dies bedeuten, je dichter die Hauptspannungslinien liegen, desto größer die Spannung.
Dies ist nur in ausgezeichneten, oft nicht faßbaren Bereichen der Fall (Wolff,1976). Aus diesem Grund wird eine Auswertung unter diesem Aspekt verzichtet.

III. Übersicht über spannungsoptische Verfahren zur Bestimmung der mechanischen Spannung in belasteten Körpern

Die ersten Untersuchungen an Knochenmodellen wurden (s.o.) an parallelen Plattenmodellen unternommen, da diese allein die Forderung nach senkrechtem Lichteinfall und dünnen Modellen erfüllen.

Die direkte spannungsoptische Untersuchung räumlicher Spannungszustände ist nur in Sonderfällen möglich. Zweidimensionale Versuchstechniken lassen sich deshalb nur zum Teil auf den dreidimensionalen Zustand übertragen, weil der in jedem Punkt entstehende spannungsoptische Effekt proportional der Differenz und Richtung der sekundären Hauptspannungen senkrecht zur Durchstrahlrichtung ist. Dabei können sich diese Größen längs der Durchstrahlrichtung von Punkt zu Punkt ändern. Man beobachtet dann nur eine Resultierende, aus der nicht, oder nur beschränkt auf die Spannungszustände an den einzelnen Punkten geschlossen werden kann.

Bei den Verfahren zur Untersuchung beliebiger räumlicher Spannungszustände kann man unterscheiden:

- Verfahren, die eine zweidimensionale Annäherung bzw. Teillösungen des allgemeinen dreidimensionalen Problems ermöglichen. Dazu rechnet man z.B. das hier angewandte Oberflächenschichtverfahren, d.h. Spannungsmessungen an der Oberfläche eines räumlichen Modells oder Originals, oder räumlich verhältnismäßig einfache Probleme, die sich auf Platten oder Schalen zurückführen lassen.
- Verfahren, die eine echte räumliche Spannungsanalyse ermöglichen. Hier trifft man auf folgende Einteilung:
  a. Unmittelbare Untersuchungen am belasteten räumlichen Modell, z.B. mit Hilfe des Streulichtverfahrens.
  b. Untersuchungen in Verbindung mit temporären oder bleibend fixierten Spannungszuständen. Hierzu gehört als das meist angewandte Verfahren das "Einfrier- oder Erstarrungsverfahren". Die Auswertung erfolgt nach der Entlastung über eine Zerlegung des Modells in einzelne Schnitte und ihrer Untersuchung mittels senkrechter oder auch schiefer Durchstrahlung.

IV. Gegenüberstellung und Brauchbarkeit der einzelnen spannungsoptischen Verfahren für die mechanische Spannungsmessung im menschlichen Unterkiefer

Bei der Untersuchung der Spannungszustände des Unterkiefers bei physiologischer Belastung kann man zwei Versuchsmethoden unterscheiden:
Zum einen die Messung am Modell, zum anderen die Messung am Original.

Die Vor- und Nachteile, die bei der Anwendung der einzelnen in Frage kommenden Verfahren auftreten, seien kurz erwähnt.

Das Erstarrungsverfahren gibt an jedem Punkt eines homogenen Modells, auch im Inneren, die Spannung wieder, fordert aber für jeden Belastungsfall ein eigenes Modell.

Man hat deshalb das Streulichtverfahren entwickelt, das eine räumliche Spannungsanalyse unter direkter Last ermöglicht.

Bei diesem Verfahren beobachtet man die Intensität des Streulichtes in vielen Punkten des Modells und zieht daraus Rückschlüsse auf den Spannungsverlauf. Da das Streulichtverfahren bezüglich Theorie und Versuchstechnik nicht ganz einfach ist, wird es in der Praxis nicht oder nur selten angewandt.

Versuchstechnische Schwierigkeiten bestehen vor allem darin, daß Modell und eventuell Belastungsvorrichtung immer in eine geeignete Immersionsflüssigkeit (mit gleichem Brechungsindex wie das Modell) getaucht werden müssen,
daß der beobachtete Effekt sehr lichtschwach ist,
und daß praktische Probleme nur mit automatischer, digitaler Meßwerterfassung und -verarbeitung angegangen werden können.

Das in der vorliegenden Arbeit verwendete Oberflächenschichtverfahren ermöglicht als einziges die Messung am Original und bietet gerade bei der Spannungsanalyse von räumlichen Schalenkörpern, zu denen auch im weiteren Sinn der Unterkiefer gerechnet werden kann, eine hervorragende Anwendungsmöglichkeit.

V. Spannungsoptik in der Zahnmedizin

Lewin (1913) untersuchte als erster die Spannungslinien der Mandibula bei Belastung.
Zak (1935) beschäftigte sich mit der Beanspruchung der Zahn-Alveole.
Anfang der 50iger Jahre, als die Methodik der Spannungsoptik verbessert und weiterentwickelt war, wurde sie in allen Bereichen der Zahnmedizin eingesetzt.

Die Beanspruchung der Zahnkavität und ihrer Füllungen war Gegenstand zahlreicher Untersuchungen:
Noonan(1949), Sweet(1949), Brown(1949), King(1953), Haskin et al. (1954), Ireland(1954), Guard et al.(1958), Mahler et al.(1955), Johnson et al.(1958), Priester(1960), Granath(1963,1964,1965), Davidson(1964) und Craig et al.(1967).

Walton et al.(1955), Pettrow(1961), Lehmann(1962), Rumetsch et al.(1965) und Levy(1969) führten Arbeiten über die Statik von Jacketkronen durch.

Die Mechanik von Brückenpfeilern und Brücken beleuchteten Schott (1966), Jourdant(1968) und Motsch(1969).

Izikowitz(1963) überprüfte an spannungsoptischen Modellen die Beanspruchung von subperiostalen Kieferimplantaten durch Prothesenfreiendsättel und Klötzer(1963) und Stimmelmayer(1965) die Beanspruchung von Stegen, Freiendprothesen und totalen Prothesen.

Das Problem von Zahnkippung und -bewegung bearbeiteten Caputo et al.(1974), Hayashi et al.(1975) und Brodsky et al.(1975).

Die mechanischen Wechselwirkungen von Implantat und Knochen untersuchten mit der spannungsoptischen Methode Dahl(1963) und Randzio (1975), der auch zu diesem Problem eine Literaturübersicht angibt, sowie Weinstein(1976), Kanth(1976) und Gambrell(1976).

Die Statik des Unterkiefers, seine mechanische Beanspruchung bei physiologischen oder traumatischen Belastungen in Zusammenhang mit seiner funktionellen Struktur untersuchten die Arbeiten von

Milch(1940), Grumath(1963), Weiss(1964), Metsch(1965), Grönewald (1967), Hoffmann(1968), Lehmann(1968), Grind(1968), Schreiber et al.(1970), Küppers(1971), Rysky et al.(1971), Farah et al.(1973), Mekta(1975) und Ralph(1975).

Mit den Spannungen, die bei Verschraubungen von Osteosyntheseplatten auftreten, beschäftigte sich Ewers et al.(1977).

Alle diese Arbeiten wurden entweder zweidimensional mit dünnen Platten oder dreidimensional mit dem Erstarrungsverfahren durchgeführt.

Meines Wissens existiert in der gesamten Medizin keine Arbeit, die mit der Methode des Oberflächenschichtverfahrens arbeitet.

E Material und Methode

I. Die untersuchten menschlichen Unterkiefer

Ziel der Arbeit ist, den Spannungsverlauf auf der Oberfläche des Unterkiefers zu messen.
Es liegt auf der Hand, daß sich in Abhängigkeit von der Form -d.h. Größe, Dichte und Bezahnung- und von der Mineralisation, bei einer gewissen Belastung ein verschiedenes Belastungsmuster ausbilden kann.

Eine definitive Aussage über den Spannungsverlauf und seinen Besonderheiten bei verschiedenen Kiefern kann nur mit einer Reihenuntersuchung gelingen, in der man Form und Bezahnung der Unterkiefer kombiniert.

Unterkiefer gleicher Form und gleicher Bezahnung müßte man mit solchen gleicher Form und verschiedener Bezahnung,
sowie Unterkiefer verschiedener Form und gleicher Bezahnung mit solchen verschiedener Form und verschiedener Bezahnung vergleichen.
Dies ist zum einen wegen der aufwendigen Untersuchungsmethode und zum anderen aus Mangel an geeigneten Unterkiefern nicht möglich.

Stellvertretend werden drei Unterkiefer möglichst ähnlicher Form und verschiedener Bezahnung untersucht. Ein vollbezahnter, ein unbezahnter und ein frontbezahnter Unterkiefer werden beschichtet.

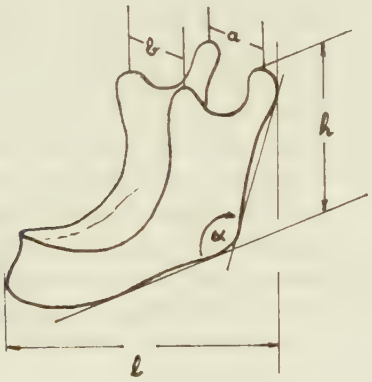
In Tabelle 4 sind die Abmessungen, die Bezahnung und das Gewicht der Unterkiefer angegeben. Alter und Geschlecht wurden nicht registriert.

Vom bezahnten Unterkiefer wurde ein homogenes Modell angefertigt (siehe Kap.E.III.), das ebenfalls zur Auswertung herangezogen wurde, um den Unterschied zwischen homogenem Modell und Originalunterkiefer herauszuarbeiten (siehe Kap.C.IV.).

Die Unterkiefer stammen aus einer Sammlung des Anatomischen Instituts der LMU-München und waren dort etwa zehn Jahre aufbewahrt worden.

Es ist unwesentlich, ob man trockenen oder frischen Knochen verwendet; es ändert sich lediglich etwas am E-Modul und damit an der Belastungshöhe (siehe Kap.E.II.2.c.).

Die Spannungsverteilungen -sprich die Isoklinen- bleiben gleich. Genauso verhält es sich mit der Verteilung der Isochromaten; sie treten allerdings früher oder später auf (Müller,1915; Gurdijan et al.,1945).



T A B E L L E 4

Bezahnung	Gewicht [gramm]	l [mm]	h [mm]	a [mm]	b [mm]	α
bez.	55	105	51	98	96	121°
unbez.	49	101	52	96	93	124°
frontb.	53	104	53	95	91	120°

Tab.4: Maße und Gewichte der Unterkiefer

II. Das spannungsoptische Oberflächenschichtverfahren

1. Einführung

Bei diesem Verfahren wird, um die Dehnungen in der Oberfläche eines Körpers zu messen, eine spannungsoptisch wirksame Schicht auf diese aufgebracht. Bei mechanischer Beanspruchung des Körpers übertragen sich seine Oberflächendehnungen auch auf die Schicht und bewirken deren Doppelbrechung. Die Unterseite der Schicht muß lichtreflektierend sein. Dann kann man durch ein Reflexionspolariskop (siehe Abb.28) den Doppelbrechungseffekt der Schicht und damit den mit ihm ursächlich verbundenen Dehnungszustand in der Oberfläche messen.

Das Oberflächenschichtverfahren ist also seinem Wesen nach kein modellstatisches Verfahren, sondern mehr: es ist ein sehr allgemein anwendbares Dehnungsmeßverfahren, in erster Linie für die Messung am Objekt selbst, in zweiter Linie aber natürlich auch an Modellen. Man benützt die spannungsoptische Oberflächenschicht gewissermaßen als Dehnungsmesser. Dabei hat man gegenüber den bekannten Dehnungsmeßstreifen den Vorteil der Spannungsoptik voraus, daß man ein ganzes Spannungsfeld erfaßt.

Der Grundgedanke des Oberflächenschichtverfahrens wurde bereits 1930 von Mesnager veröffentlicht, der auch die ersten Versuche durchführte. 1937 wurde das Verfahren von Oppel und in neuerer Zeit, nachdem sich die Möglichkeit durch neu entdeckte Kunststoffe inzwischen vervielfältigt hatten, durch Zandman(1956) wieder aufgegriffen. Heute sind von mehreren Firmen Geräte und Zubehör für das Verfahren im Handel erhältlich.

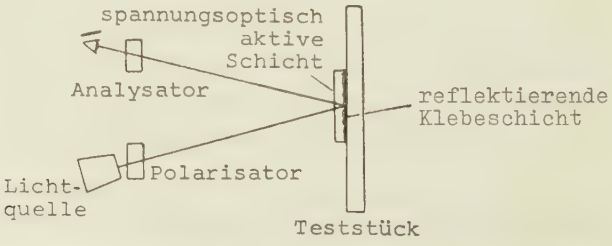


Abb.28: Schematische Darstellung des Oberflächenschichtverfahrens

2. Auswahl des spannungsoptischen Beschichtungsmaterials

Die Auswahl der spannungsoptischen Schicht ist von entscheidender Bedeutung für das Oberflächenschichtverfahren.

Die Schlüsselkriterien oder -faktoren, die bei der Anwendung der spannungsoptischen Beschichtungsmethode für eine bestimmte Messung in Betracht gezogen werden müssen, sind die folgenden:

a. die Beschichtungsart
b. die Empfindlichkeit der spannungsoptischen Schicht auf eine gewisse Belastungsgröße ; ausgedrückt durch die 'K-Zahl'.
c. Abschätzen der Dehnung des Unterkiefers bei Belastung
d. Auftretender Effekt in der spann. Schicht (im folgenden Plastikschicht genannt); d.h. Berechnung der K-Zahl
e. Versteifungseffekte, hervorgerufen durch die Beschichtung
f. zu beschichtender Oberflächenbereich, d.h. Verhalten der Plastikschicht am Rande
g. Kleberauswahl, d.h. welche Bedingungen und Eigenschaften der Kleber, mit dem die vorgeformte Plastikschicht auf das Original geklebt wird, erfüllen muß.

Die aufgeführten Einzelpunkte werden im folgenden genauer beschrieben, und wir weisen bei jedem Punkt auf die Bedeutung für die Aufnahme der Isoklinen, aber auch der Isochromaten hin.

Bei exakten quantitativen Messungen müßte man noch die Umgebungstemperatur, das Temperaturverhalten und das Verhalten im Grenzbereich berücksichtigen. Diese Faktoren werden in dieser Arbeit nicht abgehandelt.

a. Beschichtungsart

Im Oberflächenschichtverfahren gibt es drei Beschichtungsarten:
- feste, vorgefertigte ebene Platten;
- flüssige Harze zum Aufformen auf komplex-geformte Oberflächen;
- flüssige Harze zum Aufsprayen.

Im vorliegenden Fall, in dem die komplexen Oberflächenstrukturen des Unterkiefers beschichtet werden sollen, müssen wir flüssige Materialien verwenden.

Bei Methode zwei, die in dieser Arbeit gewählt wurde, wird eine selbst gegossene, teilpolymerisierte Platte auf den Unterkiefer aufgeformt. Diese Art der Verarbeitung gewährleistet eine gleichmäßige Schichtdicke, die bei quantitativen Messungen unbedingt nötig, bei qualitativen erwünscht ist.

Beim Aufsprayen hat man die Dicke, aber auch die physikalischen und spannungsoptischen Eigenschaften der Schicht kaum in der Hand.

b. Empfindlichkeit

Das vielleicht wichtigste Einzelkriterium bei der Auswahl spannungsoptischer Schichten ist die Empfindlichkeit des Plastikmaterials.
Die Grundgleichung des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens lautet:

$$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = \delta \cdot \frac{\lambda}{2 \cdot d \cdot k} = \delta \cdot f$$

wobei:

$\varepsilon_1, \varepsilon_2$	Hauptdehnungen
δ	Anzahl der Ordnungen (dimensionslos)
λ	Wellenlänge des verwendeten Lichtes: hier $(0.577 \cdot 10^{-6}\text{m})$
d	Dicke der Schicht
k	dehnungsoptischer Koeffizient (dimensionslos)
f	Ordnungswert

Wie obige Gleichung zeigt, hängen die Resultate einer Messung mit dem spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahren im wesentlichen von der Kombination zweier Parameter ab:
1. Von der Empfindlichkeit des Beschichtungsmaterials (Ordnungswert f). Dieser Wert gibt die Dehnung an, die benötigt wird, um eine Ordnung zu erzeugen. Je niedriger dieser Wert, umso höher die Empfindlichkeit.
2. Von der Empfindlichkeit des Instruments, mit dem das spannungsoptische Erscheinungsbild beobachtet und damit δ gemessen wird.

Es wurde schon öfters angesprochen, daß wir nur die Isoklinen in dieser Arbeit zur Auswertung heranziehen.
In diesem Fall ist die Größe der aufgebrachten Last und damit die Dehnung des Unterkiefers nicht in die Betrachtung mit eingeschlossen. Lediglich die Richtungen und die relativen Verhältnisse der Kraftgrößen sind entscheidend.

Da jedoch -mit Rücksicht auf weiterführende Arbeiten- die beschichteten Unterkiefer auch für quantitative Messungen benützt werden können, wird die Schichtdicke exakt eingehalten und die Empfindlichkeit der Plastikschicht nach den zu erwartenden Dehnungen berechnet.

Die Erfahrung zeigt, daß gerade knapp unter der ersten Isochromatenordnung die Isoklinen deutlicher beobachtet werden können.

Es wird ein Material gewählt, das bei physiologischer Belastung erlaubt, den Bereich um die erste Isochromatenordnung zu erhalten.

Dazu ist der zu erwartende Dehnungspegel im Knochen abzuschätzen. Dieser wird in obige Gleichung eingesetzt und der zugehörige K-Wert berechnet.

c. Abschätzen der Dehnung des Unterkiefers bei Belastung

Zwischen den Spannungen und Dehnungen besteht ein linearer Zusammenhang, das Hooke'sche Gesetz:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

σ ist die Spannung im Knochen
E ist der Elastizitätsmodul des Knochens
ε ist die Dehnung des Knochens

Um den Dehnungspegel $\varepsilon = \frac{\sigma}{E}$ zu erhalten, muß Spannung und Elastizitätsmodul bekannt sein.

Die in der Literatur angegebenen Werte schwanken beträchtlich. Die Werte von Dempster und Liddicoat(1952), Yamada(19707)und Simkin und Robin(1973) wurden gemittelt, und anteilig für Kompakta und Spongiosa ein mittlerer Wert berechnet.

Bei diesem überschlagsmäßigen Vorgehen ergab sich:

$$E_M = 1000 \text{ kp/mm}^2$$
$$\sigma_M = 10 \text{ kp/mm}^2$$

Daraus folgt:

$$\varepsilon_M = \frac{\sigma_M}{E_M} = 0{,}01$$

Der durchschnittliche Dehnungspegel beträgt 1%.
Dieser Wert stimmt in seiner Größenordnung mit dem in der Literatur angegebenen überein.
Huelke(1964) maß je nach Versuchsanordnung Dehnungen bis zu 1%.
Evans und Lebow(1952) geben die Dehnungen im Bruchbereich mit etwa 1,4% bis 1,8% an.

d. Berechnung des dehnungsoptischen Koeffizienten der Plastikschicht

Zur Abschätzung des dehnungsoptischen Koeffizienten des benötgten spannungsoptischen Materials wird $E_M = 0{,}01$ und $\delta = 1$ in die Gleichung

$$\varepsilon_M = \varepsilon_1 - \varepsilon_2 = \delta \cdot f_M$$

eingesetzt.
Damit folgt: $f_M = \frac{0{,}01}{1} = 0{,}01$

Dieser Wert, die gewünschte Schichtdicke von 0,1cm und die Wellenlänge des Lichtes $\lambda = 5777 \cdot 10^{-8}$ cm werden in die Gleichung

$$f = \frac{\lambda}{2 \cdot d \cdot k}$$

eingesetzt.
Daraus folgt: $k = 0{,}089 \cong 0{,}09$

Die Firma Photoelastic Incooperation, Malvern, Pensilvenia in den USA stellt eine Reihe von Gießharzen mit guten Verarbeitungseigenschaften her.

In der Tabelle 5 sind einige der in Frage kommenden Gießharze zusammengestellt. Aus ihnen wurde das Harz PL-1 mit der größeren Empfindlichkeit ausgewählt.

Harz Härter	PL - 1 PLH - 1	PL - 2 PLH - 2	PL - 3 PLH - 3	PL - 8 PLH - 8
Menge Härter (pph)	18 - 20	100	150	14
Temperatur °C Gießplatte	32 - 38	43 - 48	60 - 65	32 - 38
Mischtemperatur °F	90 - 100	130 - 140	130 - 140	90 - 100
Gießtemperatur °F	125 - 130	140 - 150	140 - 150	125 - 130
Aushärtezeit bis zum Aufformen in Std.	2	5	5	2 - 3
Zeit bis zur völligen Aushärtung in Std.	24	24	24	24
K - Faktor	0,10	0,02	0,006	0,08
E - Modul daN/cm²	28 800	2.000	140	28.800
Maximale Dehnung in %	3 - 5	50	über 50	3 - 5
Poisson'sche Konstante	0,36	0,42	--	0,36

Tab.5: Spannungsoptische Gießharze

e. Versteifungseffekte

Die auf das Original oder homogene Modell aufgebrachte Plastikschicht hat eine gewisse Dicke und Festigkeit und kann in bestimmten Fällen beträchtliche Versteifungseffekte hervorrufen. Warum wir diese Versteifungseffekte bei der Aufnahme von Isoklinen nicht berücksichtigen müssen, die allerdings bei quantitativer Messung durch Auswertung der Isochromaten eine wesentliche Bedeutung erlangen, sei kurz erläutert.

Folgende Faktoren sind für Versteifungseffekte im Biegefall verantwortlich:

- Verschiebung der neutralen Faser in Richtung der Plastikschicht
- Der Querschnitt ist versteift, die Biegekrümmung wird geringer
- Der Meßwert wird über die Schichtdicke gemittelt

Abb.29 zeigt übertrieben dargestellt diese Effekte. Man erkennt, daß der Effekt um so größer ist, je dicker die Plastikschicht im

Vergleich zum Körper wird.

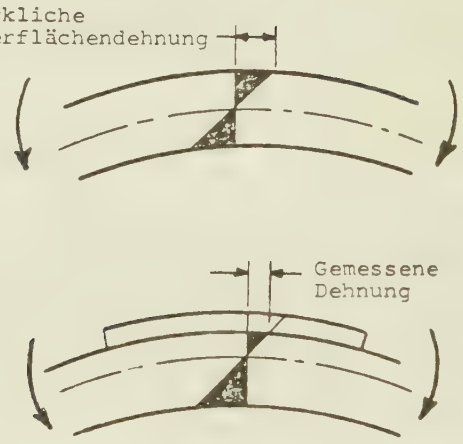


Abb.29: Darstellung des Versteifungeffektes

Für quantitative Messungen kann man einen Korrekturfaktor verwenden, der dem Verhältnis aus Plastikschicht und Materialdicke angepaßt ist.

Bei der qualitativen Untersuchung, wie sie in dieser Arbeit vorgenommen wird, ändert sich die Isoklinenverteilung bei einer bestimmten Belastung nicht. Wie aus der Abbildung leicht ersichtlich, ändert sich nur die Spannungsgröße, nicht jedoch ihre Richtung.

f. Zu beschichtender Oberflächenbereich

Bei der Auswertung der Isoklinenbilder und beim Zeichnen des trajektoriellen Spannungssystems ist es von Interesse, wie sich der Spannungsverlauf am Rande der Beschichtung verhält.
Man hat herausgefunden, daß an allen Rändern vollgültige Messungen erfolgen können, wo der Rand der Plastikschicht mit dem Rand des

Teststückes bündig abschließt (D. Post und Zandman,1961).

In Bereichen, in denen der Rand des Teststückes mit dem Rand der Schicht nicht bündig abschließt (siehe Abb.30), sollte man erst bei einem bestimmten Abstand vom Schichtrand mit den Messungen beginnen. Dieser Abstand soll etwa der vierfachen Dicke der Plastikschicht entsprechen. In jedem Fall ist es günstig die Kanten der Schicht abzuschrägen.

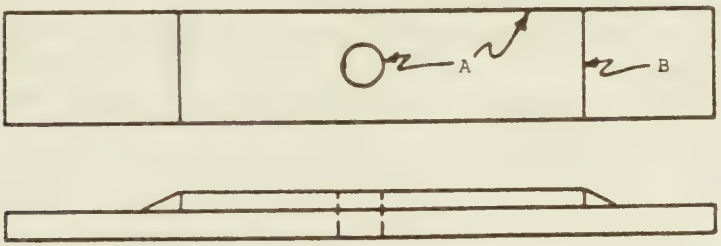


Abb.30: Günstige Randgestaltung der Plastikschicht

Konsequenterweise sollte man also einen größeren als den späteren Meßbereich beschichten.

Bei der Beschichtung des Unterkiefers bedeutet dies, daß die spannungsoptische Schicht den Unterkiefer möglichst lückenlos bedecken soll und diesem im Bereich der Alveolen bündig angepaßt wird.

g. Kleberauswahl

Der Kleber sollte gestatten, die vorgefertigte spannungsoptische Schicht an den menschlichen Unterkiefer und an das homogene Modell aus Araldit B aufzukleben. Der Kleber muß das polarisierte Licht reflektieren.

Der Hersteller der spannungsoptischen Gießharze empfiehlt zu jedem Gießharz die dazugehörigen Kleber; man sollte sich bei der

Wahl nach seinen Vorschriften richten.
In der Tabelle 6 sind einige der von der Firma Photoelastic Incooperation, Malvern, USA, hergestellten Kleber zusammengefaßt.

Im allgemeinen sind folgende Klebercharakteristika zu beachten:
- Lange Tropfzeit und niedrige Viskosität für eine unkomplizierte Anwendung
- Kurze Gesamtaushärtzeit
- Geringes Kriechen nach der Aushärtung
- Der E-Modul des Klebers sollte zumindest dem E-Modul der Schicht angepaßt sein
- Hinreichende Plastizität, damit der Kleber die maximale Dehnung der Schicht mitmacht.

Klebstoff Härter	PC - 1 PCH - 1	PC - 6 PCH - 6	PC - 7 PCH - 7	PC - 8 PCH - 8	PC - 10 PCH-10	PC - 11 PCH-11
Menge Härter (pph)	10	100	25	50	15	150
Klebstoff erwärmen auf ... °F	90	110	200	90	R.T. *	110
Härter erwärmen auf ... °F	R.T. *	110	R.T. *	90	R.T. *	120
Topfzeit in Min. (für 30 g)	20 - 25	30	15	20 - 25	10	30
Aushärtezeit in Std.	12	24	2	48	4	24
Aushärtetemperatur	R.T. *	R.T. *	120 °C	R.T. *	R.T. *	R.T. *
Max. Dehnung %	3 - 5	50	3 - 5	10	3	50
E-Modul daN/cm²	30.900	2.000	30.900	34.300	30.900	68
Wird verwendet mit:	PS - 1 PS - 2 PS - 8 PL - 1 PL - 8	PS - 3 PL - 2	PS - 2	PS - 1 PS - 8 PL - 1 PL - 8	PS - 1 PS - 2 PS - 8 PL - 1 PL - 8	PS - 4 PL - 3

* R.T. = Raumtemperatur = 75 °F = 24 °C

Tab.6: Klebstoffe zum Aufkleben der spannungsoptischen Schicht

3. Das Beschichten der Unterkiefer

Das Beschichten eines Versuchskörpers mit einer spannungsoptischen Schicht gleicher Dicke ist ein komplexer Vorgang, der neben der Einhaltung einiger Parameter auch viel Übung und Geschicklichkeit benötigt.

Die Anweisung zum Gießen, Bearbeiten und Aufkleben spannungsoptischer Schichten wird zweckmäßiger Weise in neun Abschnitte unterteilt.

a. Erforderliche Werkzeuge und Hilfsmittel
b. Vorbereitung der Gießvorrichtung
c. Verarbeitung von Harz und Härter
d. Polymerisation
e. Abziehen der gegossenen Platte von der Gießplatte
f. Aufformen
g. Oberflächenvorbereitung des Prüflings
h. Vorbereitung der spannungsoptischen Schicht
i. Das Aufkleben der spannungsoptischen Schicht

a. Erforderliche Werkzeuge und Hilfsmittel

Teflon- oder silikonkautschukbeschichtete Gießplatte
Rührthermometer
Abdeckplatte aus Plexiglas
Infrarot-Lampe
Mixbecher (Plastik, Glas etc.)
Entfettungsmittel (Isopropylalkohol o.ä.)
Gießrahmen aus Silikonkautschuk
Wasserwaage
Waage (Genauigkeit 1g)
Schere
Mineralöl
Trennmittel (Photoelastik: Releasing Agent)

b. Vorbereitung der Gießvorrichtung

Die Gießplatte -sie muß exakt eben sein wegen der geforderten gleichmäßigen Schichtdicke- wird mit Hilfe der Wasserwaage genau einnivelliert. Die Teflonschicht, wie auch der Gießrahmen werden gereinigt, entfettet und sehr dünn mit Trennmittel versehen.

Der Gießrahmen, der natürlich die gleiche Dicke wie die Plastikschicht hat, wird in der erforderlichen Abmessung auf die Gießplatte gelegt und alles mit der Plexiglasabdeckplatte bedeckt, um Staub fernzuhalten.

Das Ganze wird nun mit einer Infrarotlampe an Ort und Stelle, oder in einem Heißluftschrank au ca. 50° erwärmt. Dadurch wird die Benetzungsgeschwindigkeit der Gießfläche erhöht, und es trägt zur Optimierung des Polymerisationsablaufes bei.

c. Verarbeiten von Harz und Härter

Harz und Härter -vor allem aber der Härter- sind im Kühlschrank aufzubewahren. Zum Abschätzen der benötigten Gesamtmenge von Harz und Härter dient die Formel

$$G = F \cdot d \cdot 1{,}13$$

G ist die Gesamtmenge in Gramm
F ist die Plattenfläche in cm^2
d ist die Plattendicke in cm
1,13 ist das spezifische Gewicht des Harzes in g/cm^3

Harz und Härteranteile sind in den obigen Tabellen pro Hundert angegeben. Nicht mit Prozent verwechseln!

Harz und Härter, hier PL-1 und PLH-1, werden auf die Mischtemperatur von $43^{\circ}C$ erwärmt und beide Komponenten unter kreisenden Rührbewegungen langsam und gründlich vermischt.
Während des Rührens mit dem Thermometer ist die exotherme Reaktion, d.h. die Temperaturerhöhung des Gemisches zu beobachten.

Erreicht das Gemisch die Gießtemperatur von ca. 55°C, gießt man es in die vorbereitete Form, wobei der Mixbecher so niedrig wie möglich über die Gießfläche zu halten ist. Eventuell eingegossene Luftblasen mit einer Nadel aufstechen oder an den Rand ziehen.

Beim Aufsetzen der Abdeckung wurden in der Arbeit zwei Varianten angewendet.

Bei einer gewünschten Schichtdicke von 1mm ist die Abdeckung direkt auf das Harz aufzubringen. Durch die Viskosität des Gießharzes bedingt, wird die Schichtdicke immer größer als 1mm und ein Verlaufen über die gesamte Fläche ist bei diesen Gießmengen nicht mehr möglich. Das Aufsetzen der Glasplatte muß langsam von einer Seite beginnend erfolgen, um den Einschluß von Luft zu vermeiden.

Bei Schichtdicken von 2-3mm verläuft das Harz recht gut über die gesamte Fläche.

Bei gut einnivellierter Platte und genau berechneter Harzmenge -für den Meniskus am Rande können einige Gramm hinzugegeben werden- wird die Schicht an allen Stellen exakt gleich dick. Man benötigt hierbei nur noch eine Abdeckung, die das Harz natürlich nicht berührt, um Staub fernzuhalten.

d. Polymerisation

Abhängig von der Dicke und der Temperatur der Gießplatte, wie auch der Plexiglasabdeckung, der Temperatur des Harzes und Härtergemisches beim Gießen, der Umgebungstemperatur u.s.w., durchläuft das Gemisch einige Polymerisationsstadien vom flüssigen zum festen Zustand.

Stadium 1: Wenn man mit einem Glasstab an einer Ecke einsticht, bleibt Harz am Stab hängen. Das Harz ist noch flüssig.
Stadium 2: Das Harz zieht beim Einstich Fäden.
Stadium 3: Der Einstich bleibt kurze Zeit erhalten, füllt sich jedoch wieder auf.
Stadium 4: Der Einstich bleibt erhalten; die Abdeckung läßt sich

entfernen; eine Ecke der gegossenen Platte läßt sich anheben; zieht man jedoch daran, so ändert sich die Schichtdicke.

Stadium 5: In diesem Zustand tendiert die Platte dazu, nach leichter Zugbeanspruchung in einer Ecke ihre ursprüngliche Form wieder anzunehmen. Diese ist der beste Zeitpunkt die Platte von der Gießplatte zu nehmen, mit der Schere auf das richtige Maß zuzuschneiden und aufzuformen.

Stadium 6: Die Platte fühlt sich steif an und kehrt nach Biegung in ihre Ausgangslage zurück. Die Platte ist zwar noch flexibel, läßt sich aber mit der Schere nur mehr unter Anstrengung schneiden oder splittert bereits. Eine Platte in diesem Zusatand ist kaum mehr zum Aufformen zu gebrauchen.

Stadium 7: Die Platte wird hart.

In der Praxis zeigte sich, daß in einer Platte aufgrund von Temperaturinhomogenitäten in Gießplatte und Abdeckung verschiedene Stadien gleichzeitig vorkommen können.
Eine solche Schicht ist an einigen Stellen hervorragend zum Aufformen geeignet, an anderen Stellen noch klebrig und splittert gar in manchen Bereichen.
Dieses Problem läßt sich durch Erfahrung, aber auch geeignete Wahl von Gieß- und Abdeckplatte in den Griff bekommen.

Während der Aushärtzeit bis zum Stadium 5 wird der Unterkiefer, der beschichtet werden soll, vorbereitet.

e. Abziehen der gegossenen Platten von der Gießplatte

Am besten arbeitet man mit Handschuhen, um Fingerabdrücke auf der Schicht zu vermeiden. Hände und Schicht mit Mineralöl einölen, wobei das Öl auf der Oberfläche der gegossenen Platte mit den Fingerspitzen ohne Druck gleichmäßig und lückenlos verteilt wird.

Eine Ecke der teilpolymerisierten Platte wird angehoben und diese mit zügiger Bewegung von der Gießplatte abgezogen. Das Ab-

ziehen muß deshalb zügig geschehen, damit die Platte durch stetigen Zug nicht ihre Dicke verändert.

Die abgezogene Platte wird mit der eingeölten Oberfläche auf die andere, freie, eingeölte, offene Hand gelegt und mit der Schere in die gewünschte Form geschnitten.

f. Aufformen

Die Platte wird auf den eingeölten Unterkiefer gelegt und durch sanftes Streichen aufgeformt. Drücken (Fingerabdrücke), Dehnen (Dickenänderung), Luftblasen und Öltropfen sind zu vermeiden.

Zu dieser Arbeit stehen etwa 20-30 Minuten zur Verfügung.

Die aufgeformten Schichten bleiben bis sie vollkommen polymerisiert sind 24 Stunden auf dem Unterkiefer.

Die vollständig ausgehärteten Teile werden vom Prüfling genommen, mit einer Säge soweit nötig bearbeitet und Ränder und Kanten mit Schmirgelpapier geglättet.

g. Oberflächenvorbereitung des Unterkiefers

Die Oberfläche des Knochens, wie auch des homogenen Modells aus Araldit B werden gleich vorbehandelt. Die Oberfläche wird mit Aceton entfettet und mit feinem Schmirgelpapier nochmals geglättet und aufgerauht.

h. Vorbereitung der spannungsoptischen Schicht

Die Schicht wird mit Aceton gut entfettet, wobei darauf geachtet werden muß, daß man die Oberfläche nicht verkratzt.

Die Schicht wird noch auf Eigenspannungen im Spannungsanalysator untersucht, die dann auftreten können, wenn die Schicht im Stadium 6 aufgeformt wurde. Solche Schichten können wir nicht verwenden. In geringem Maße lassen sich allerdings Eigenspannungen durch Temperatur bei 60°C entfernen.

i. Das Aufkleben der spannungsoptischen Schicht

Die Klebstoffkomponenten (Harz/Härter) werden im richtigen Verhältnis gemischt, bei PC-1 10:1, und ca. 5 Minuten gut durchgemischt. Die Masse ist sehr gut zu durchmischen, da das Harz reflektierende Teilchen enthält (Aluminiumpulver), die Schlieren bilden können.

1g Kleber reicht etwa für eine Klebefläche von $8cm^2$. Der Kleber wird auf die Oberfläche des Unterkiefers wie auch auf die Klebeseite der spannungsoptischen Schicht dünn mit einem Pinsel aufgetragen.

Von einer Kante ausgehend, muß die Schicht aufgelegt und langsam, sukzessive angedrückt werden. Dadurch, daß Prüfling und Schicht mit Kleber versehen sind, drücken sich eventuell Luftblasen mit dem überschüssigen Kleber an den Rändern heraus. An den Rändern der Schicht wird eine Klebstoffböschung angebracht, damit die Schicht einen sicheren Halt hat.

Klebstoffreste sind von der Oberfläche der Schicht sofort mit Aceton zu entfernen.

4. Das Reflexionspolariskop

Eine exakte Auswertung der Spannungsgrößen und der Spannungsrichtung im Oberflächenschichtverfahren erfordert einen senkrecht zur Modelloberfläche stehenden Strahlengang, sowohl des einfallenden als auch des reflektierenden Lichtes.
Eine Anordnung, die dies verwirklicht, ist in Abb.31 dargestellt (Zandman,1977).

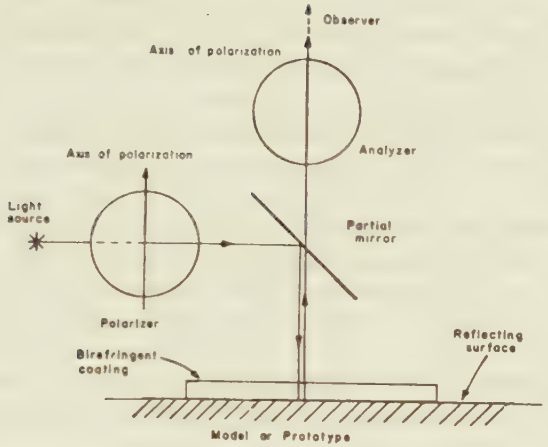


Abb.31: Reflexionspolariskop

Oft wird aber an den Strahlengang keine sehr hohe Anforderung gestellt; außerdem kann man bei räumlichen Modellen die Bedingung des senkrechten Einfalls nicht einhalten.
In diesen Fällen wird ein Typ von Reflexionspolariskop verwendet, dessen Strahlengang in Abb.32 skizziert ist.

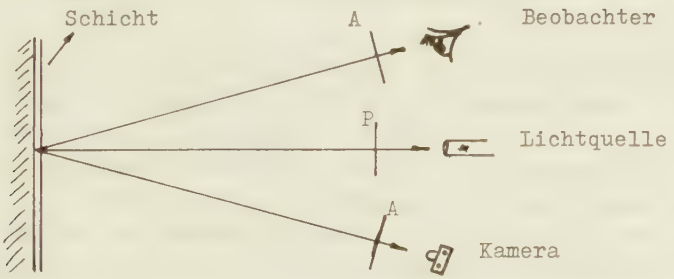


Abb.32: Reflexionspolariskop mit vereinfachtem Strahlengang nach Ficker-TU München

Bei dieser Anordnung durchlaufen jetzt ankommende und reflektierte Strahlen nicht mehr den gleichen Weg im Modell, da sie einen kleinen Winkel miteinander bilden. Dieser aber ist bei genügendem Abstand des Polariskops vom Modell so klein, daß im allgemeinen noch keine merklichen Meßfehler entstehen.
Zur Erzielung eines gleichmäßigen Bildes ist es immer besser, wenn der Spiegel S diffus reflektiert.

Ein Diffusspiegel wird am einfachsten hergestellt, indem auf die Rückseite des Modells Aluminiumfarbe aufgetragen oder die spannungsoptische Schicht mit einem Kleber aufgeklebt wird, der dem Aluminiumpulver zugesetzt wurde (siehe Kap.E.II.2.g.).

Das Reflexionspolariskop, das nach dem durch Abb.32 skizzierten Prinzip arbeitet, wird von der Firma Tiedemann, Garmisch-Partenkirchen, hergestellt.
Es ist in Abb.33 photographiert.

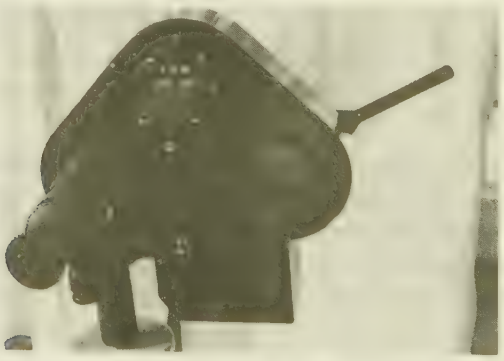


Abb.33: Das Reflexionspolariskop, das nach dem in Abb.32 gezeichneten Schema arbeitet (System Ficker-TU München).

In Abb.33 rechts sieht man am rechten Beobachtungsfenster die Winkelmarkierung für die Aufnahme der Isoklinen.
Durch Drehen am Hebel werden alle Polarisatoren synchron um denselben Winkel weitergedreht.

5. Aufnahme der Isoklinen

Die Spannungstrajektorien, d.h. die Hauptspannungslinien eines belasteten Körpers, werden durch die vollständige Schar der Isoklinen beschrieben.
Für jeden Belastungsfall wären diese für alle Winkel zwischen 0° und 90° aufzuzeichnen. Da dies nicht möglich ist, nimmt man sie zweckmäßigerweise im Winkelabstand von 10° auf. Man benötigt also neun Aufnahmen für die Erfassung eines Spannungszustandes; die 0° und die 90° Aufnahme ist identisch.

In Abschnitt E.II.4. wurde angeschnitten, daß der Lichtstrahl möglichst senkrecht einfallen soll. Wegen der starken Krümmung des Unterkiefers in der Eckzahngegend wird die Isoklinenverteilung im Frontbereich zusätzlich aufgenommen (siehe Abb.34 und 35).

Abb.34: Aufnahmestellungen für die Belastung in der Front

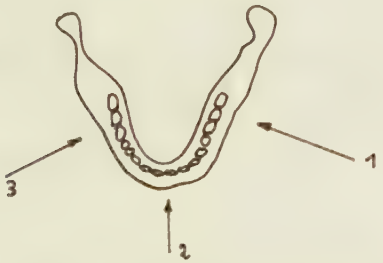


Abb.35: Aufnahmestellungen für die Belastung im 6-er Bereich

Damit man die einzelnen Aufnahmen genau aneinanderreihen kann, wurden die Kiefer mit einem dünnen Faden markiert (gestrichelte Linien in den Abbildungen).

Für die Aufnahmen wurde ein Diafilm Agfa CT 18 verwendet. Die Isoklinen können wir so leichter von den farbigen Isochromaten unterscheiden.
Unter Verwendung eines Teleobjektives konnten wir den Abstand Film - Objekt auf drei Meter ausdehnen. Dadurch ergab sich eine größere Tiefenschärfe, und der Streuwinkel wurde günstiger.
Die Belichtungszeit betrug ca. 10 Sekunden.

Zusätzlich wurde noch mit der pendelnden Methode gearbeitet. Hierbei beobachtet man den Verlauf der Isoklinen direkt auf dem Körper, während man langsam um einige Winkelgrade seine Apparatur pendeln läßt. Dadurch wird bei schwierigem und unstetigem Verlauf der Isoklinen dieser geklärt und mit einem Fettstift direkt auf den Körper aufgezeichnet. Mit einem schwarz-weiß Film wird dieser festgehalten.

6. Ermittlung der Hauptspannungslinien aus den Isoklinen

Die Spannungstrajektorien erhält man aus den Isoklinen auf photographischem Wege oder durch zeichnerische Konstruktion.

Die photographische Methode wurde von Kummer(1955) entwickelt, wird aber hier nicht verwendet, da mit ihr ein exakter Verlauf der Spannungstrajektorien -vor allem im Bereich der Ränder und singulären Punkte- nicht immer deutlich zu erkennen ist.

Bei der zeichnerischen Methode werden Dias für jeden Isoklinenparameter auf ein transparentes Papier projiziert, nachgezeichnet und der Parameter vermerkt (siehe Abb.36).

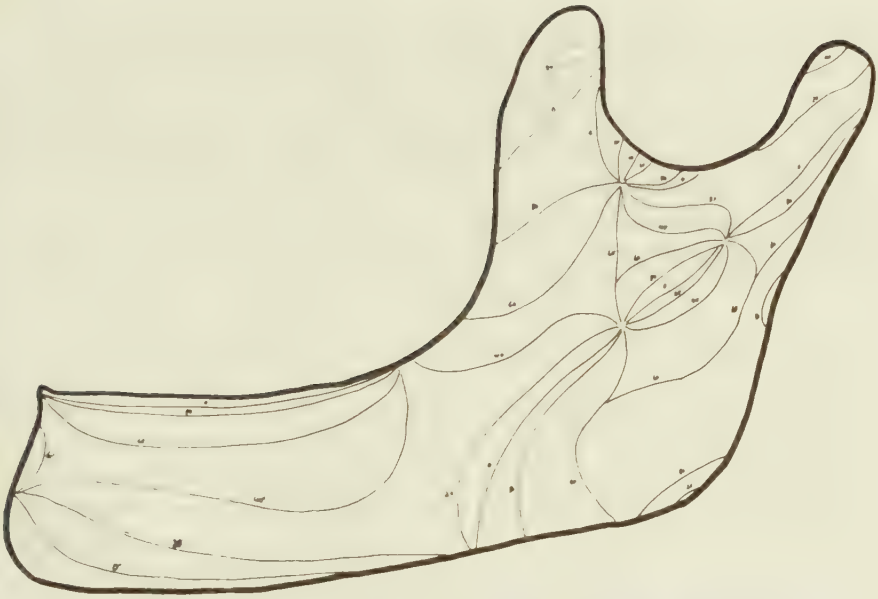


Abb.36: Isoklinenverlauf für 0°, 20°, 40°, 60° und 80°

Abb.37: Für jede Isokline sind einige Winkel eingezeichnet.

Auf jeder Isokline wird nun in günstigen Abständen der Winkel, den der Isoklinenparameter angibt, eingezeichnet (Abb.37).

Dies ist die Richtung der Hauptspannung. Verbindet man alle diese Winkelstriche, so erhält man die Schar der Hauptspannungstrajektorien (Abb.38).
Senkrecht zu dieser Schar liegt die Schar der zweiten Hauptspannungstrajektorie.

Abb.38: Die Hauptspannungslinien, konstruiert aus Abb.36 und 37.

III. Herstellung eines homogenen Vergleichsmodells

Bei der Herstellung des homogenen Modells des vollbezahnten Unterkiefers wurde als Material Araldit B verwendet, das man beim Erstarrungsverfahren ebenfalls benützt.

Bei einer Fortführung dieser Arbeit kann so jederzeit das Modell im Erstarrungsverfahren ausgewertet und ein Vergleich mit dem Oberflächenschichtverfahren durchgeführt werden.

Zur Modellherstellung mußten wir ein Negativ des bezahnten Unterkiefers herstellen.
Dazu wurde der Unterkiefer gesäubert, vorhandene Zähne gelockert und herausgenommen.
Die Originale wurden mit einem Gitarrendraht an ihrer stärksten Zirkumferenz beklebt, so daß beide Enden auf einem Condylus zu liegen kamen.
Mit Vaseline bestrichen wurden die Unterkiefer in einer zweckmäßigen, gußmaterialsparenden Form mit Silikonkautschuk eingegossen.
Nach Abhärten wurden die Unterkiefer durch gleichmäßigen, in senkrechter Richtung erfolgenden Zug an den Drähten ausgebettet.
Nach Zusammenfügen und Verschrauben der beiden Hälften und Anbringen von Gießlöchern, waren die Formen gießfertig.

Eine genaue Beschreibung des Gießvorgangs, der Eigenschaften und des Einflusses des Modellmaterials beim Erstarrungsverfahren gibt Ficker (1971).

IV. Das Belasten der Unterkiefer

Beim Belasten des Unterkiefers wurde, wie in Kap. D.III. beschrieben, eine Annäherung an physiologische Belastungszustände gesucht. Dazu wurde die Versuchsanordnung verschiedener Autoren und die theoretischen Muskelkräfte und Wirkrichtungen mit eigenen Überlegungen kombiniert (Kap.D.I.7.).

Es zeigt sich, daß diese Kombination nicht zwangsläufig einen stabilen Zustand beim Lastaufbringen auf den Unterkiefer beschreibt. Geringe Abweichungen der Kräfte und Winkel der Muskeln werden sich, je nach Form und Größe des Versuchskiefers ergeben.
Aus diesem Grund darf auch keinesfalls irgendeine stabile Verbindung des Unterkiefers zur Aufhängeapparatur vorhanden sein. Vielmehr muß sich das System ausbalancieren können.

Bei den ersten Versuchen wurde die Last mittels Gewichten aufgebracht. Es zeigte sich bald, daß bei der großen Anzahl der Lastangriffspunkte und bei der hohen Last das Belasten sich als äußerst umständlich und zeitraubend erwies. Auch bereitete der Platzbedarf der Gewichte -der Kiefer soll für die Beobachtung von allen Seiten gut einsichtig sein- große Schwierigkeiten. Wir benützten deshalb Federwaagen, die mit Hilfe von Seilverkürzungsspindeln belastet wurden.

In Abb.39 sieht man die Anordnung der Federwaagen und die gute Sicht auf den Unterkiefer durch die gewählte Anordnung.

Die von uns verwendete Federwaagen-Methode vermeidet jede starre Verbindung, so daß bei Änderung eines beliebigen der 18 Parameter alle anderen Parameter sich simultan anpassen. Den neuen Zustand kann man sofort registrieren.

In den folgenden Tabellen sind die exakten Werte aller veränderbaren Parameter, wie sie sich bei der Messung einstellen, aufgeführt.

	Richtung zur Alveolarebene	Größe in kp	Anteil an der ges. Kaukraft
Gelenk	60°	8	22 %
Frontbereich	90°	11	30 %
M. temporalis	120°	2 mal 5	28 %
M. ptery. lat.	0°	2 mal 3	16 %
M. masseter	70°	2 mal 10	56 %

Tab.7: Für die Messung verwendete Belastungsparameter (Abbeissen in der Front)

Arbeitsseite	Richtung zur Alveolarebene	Größe in kp	Anteil an der ges. Kaukraft
Gelenk	60°	6	21 %
6-er Bereich	90°	15	53 %
M. temporalis	125°	8	28 %
M. ptery. lat.	-	-	-
M. masseter	70°	14	50 %

Tab.8: Für die Messung verwendete Belastungsparameter (Kauen im 6-er Bereich, Arbeitsseite)

Balanceseite	Richtung zur Alveolarebene	Größe in kp	Anteil an der ges. Kaukraft
Gelenk	60°	3	11 %
6-er Bereich	-	-	-
M. temporalis	125°	3	11 %
M. ptery. lat.	-	-	-
M. masseter	70°	3	11 %

Tab.9: Für die Messung verwendete Belastungsparameter (Kauen im 6-er Bereich, Balanceseite)

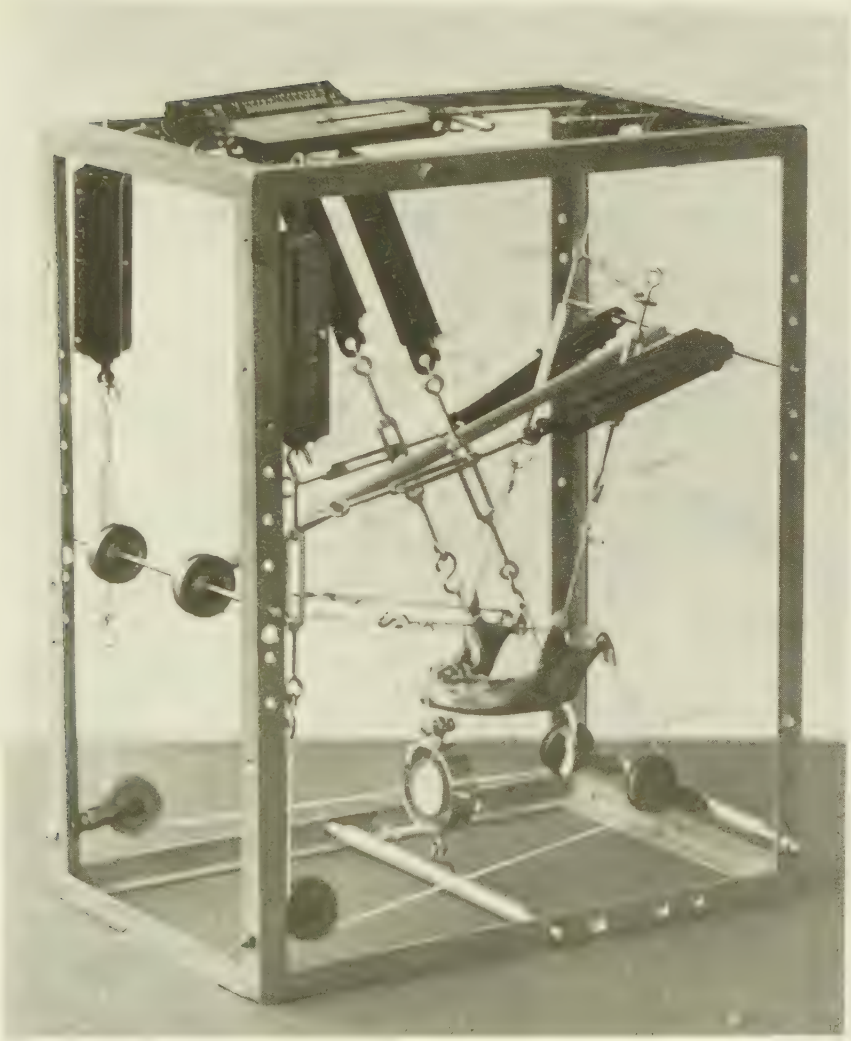


Abb.39: Belastungsapparatur

Abb.40: Eine Isoklinenaufnahme für Frontzahnbelastung

F Meßergebnisse

Die Ergebnisse der Front- und Seitenbereichsbelastung des beschichteten, bezahnten Originalunterkiefers und des zugehörigen Araldit-modells seien diskutiert.

Erwähnt wurde bereits, daß es große Schwierigkeiten bereitet, einen beschichteten Originalunterkiefer herzustellen.

Erst nach langen Versuchen gelang es uns den bezahnten Unterkiefer zufriedenstellend zu beschichten.

Die Ergebnisse der Belastungsversuche zeigen Abb.41 bis 46. Die zugehörenden Belastungsparameter ergeben sich aus den Tabellen 7, 8 und 9.

Die weniger fehlerfrei beschichteten unbezahnten und frontbezahnten Unterkiefer wurden nicht zur Auswertung herangezogen.

Bei den bezahnten Unterkiefern wurden alle Zähne entfernt, so daß sie bei den folgenden Zeichnungen unbezahnt erscheinen. In der Diskussion wird auf diesen Punkt nochmal eingegangen.

Abb.41: Verlauf der Isoklinen bei Frontzahnbelastung des Orginalunterkiefers

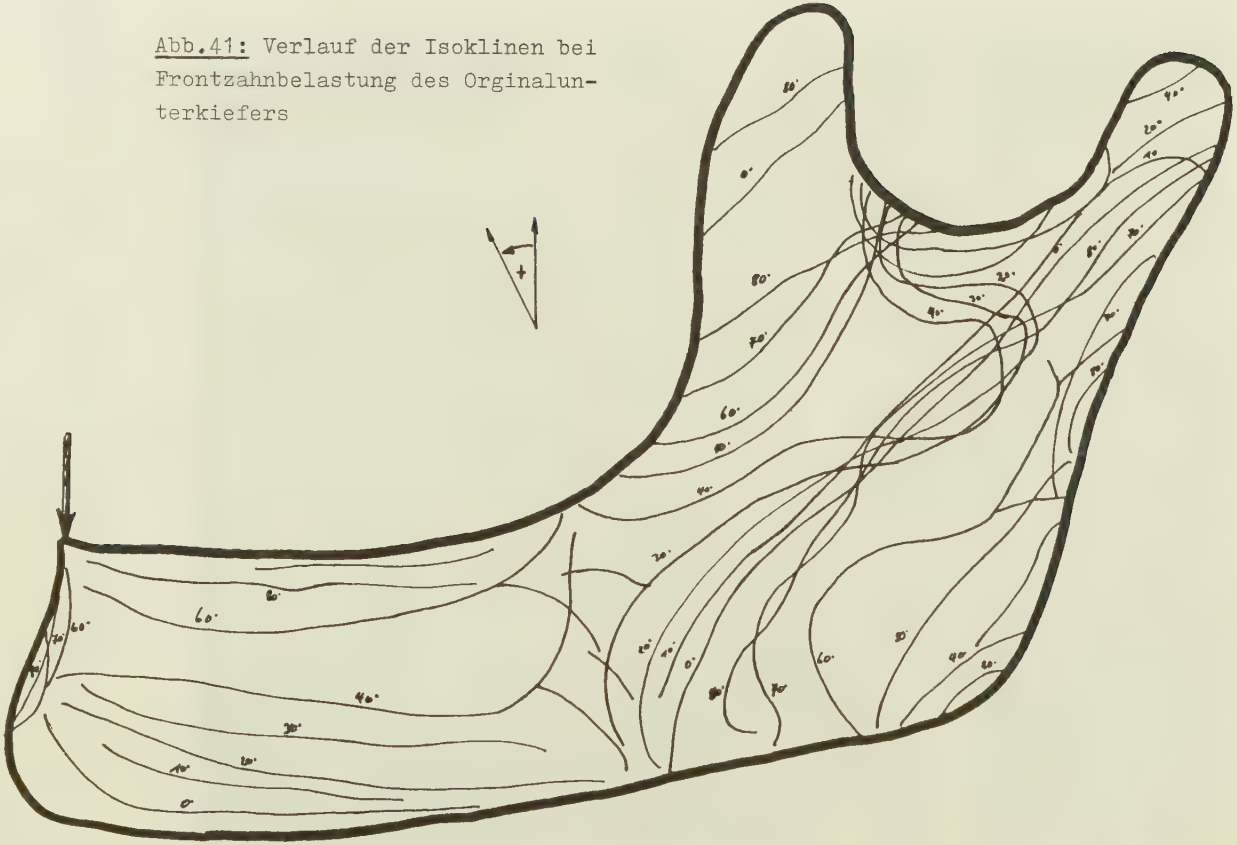


Abb.42: Verlauf der Isoklinen bei Frontzahnbelastung des Araldit modells

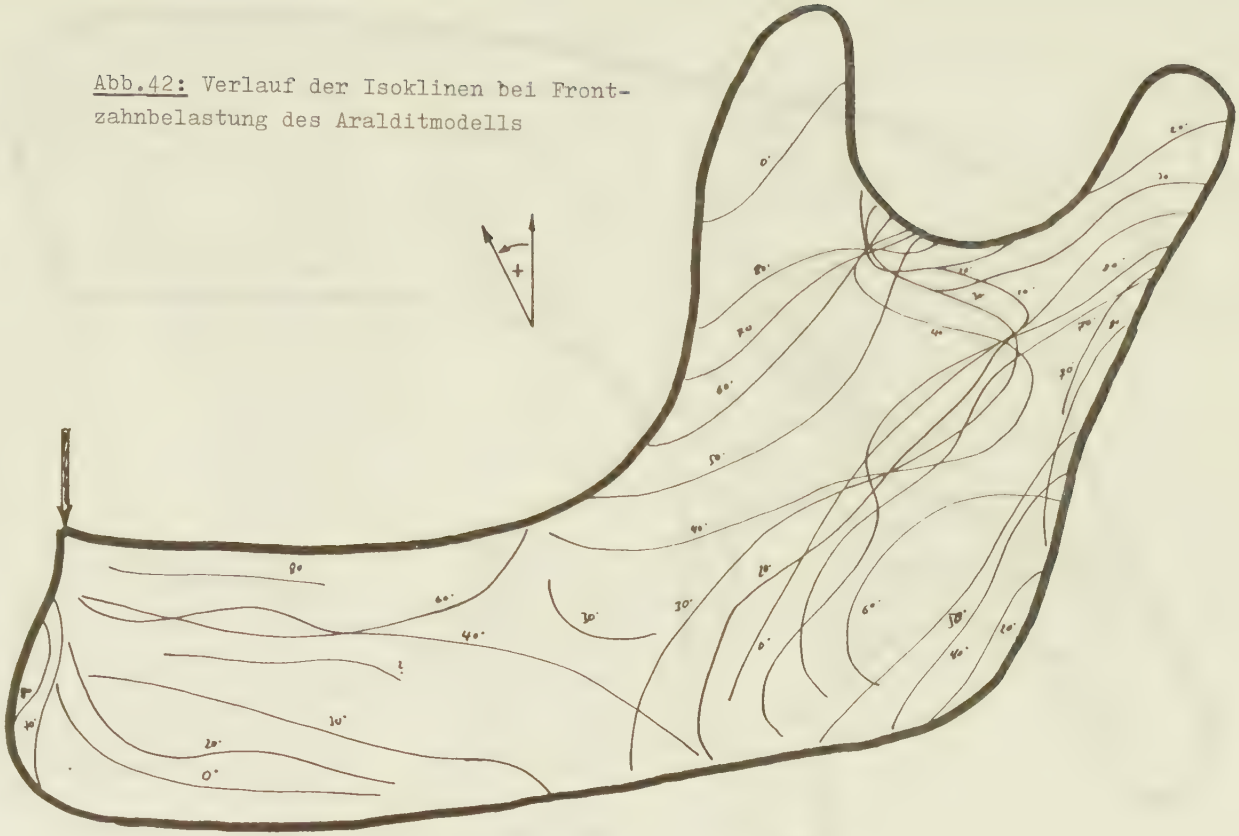


Abb.43: Verlauf der Isoklinen bei Belastung im 6-er Bereich des Orginalunterkiefers (Arbeitsseite)

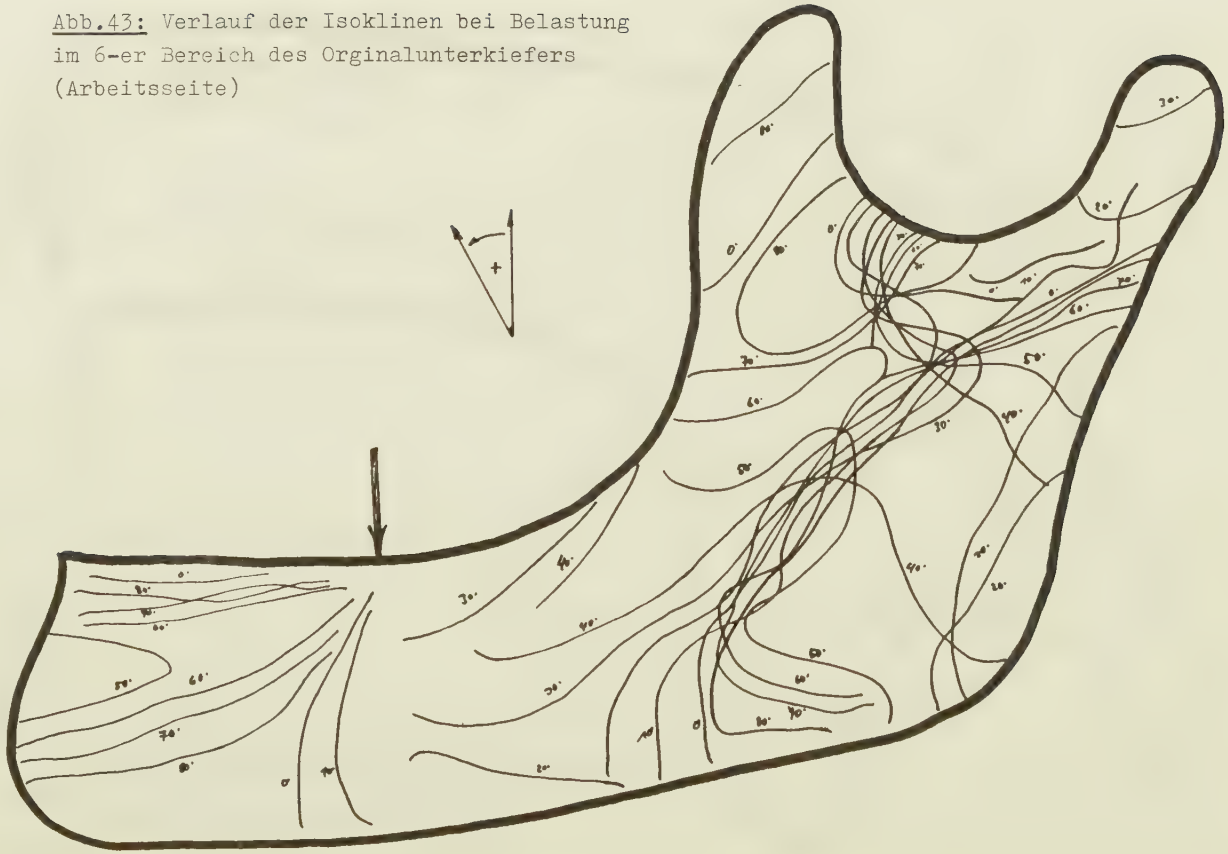
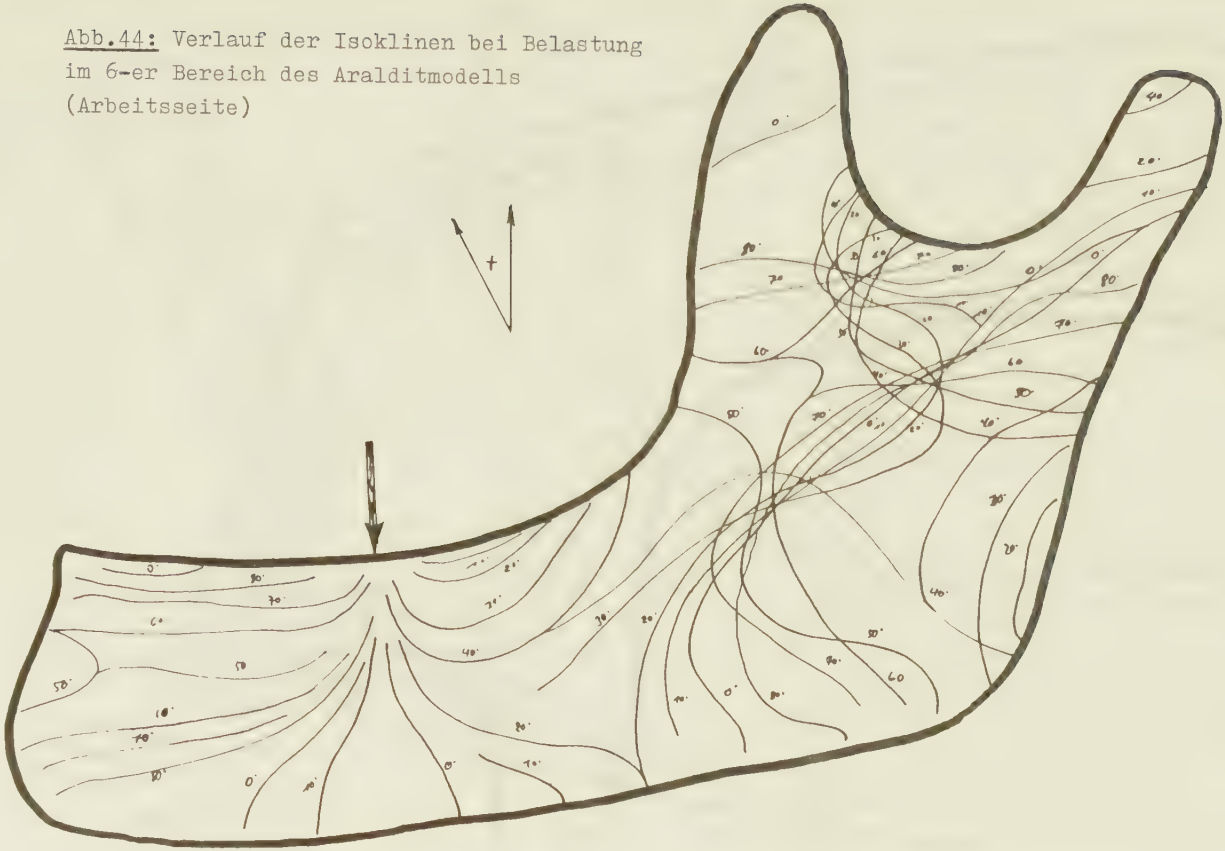


Abb.44: Verlauf der Isoklinen bei Belastung im 6-er Bereich des Araldit-modells (Arbeitsseite)



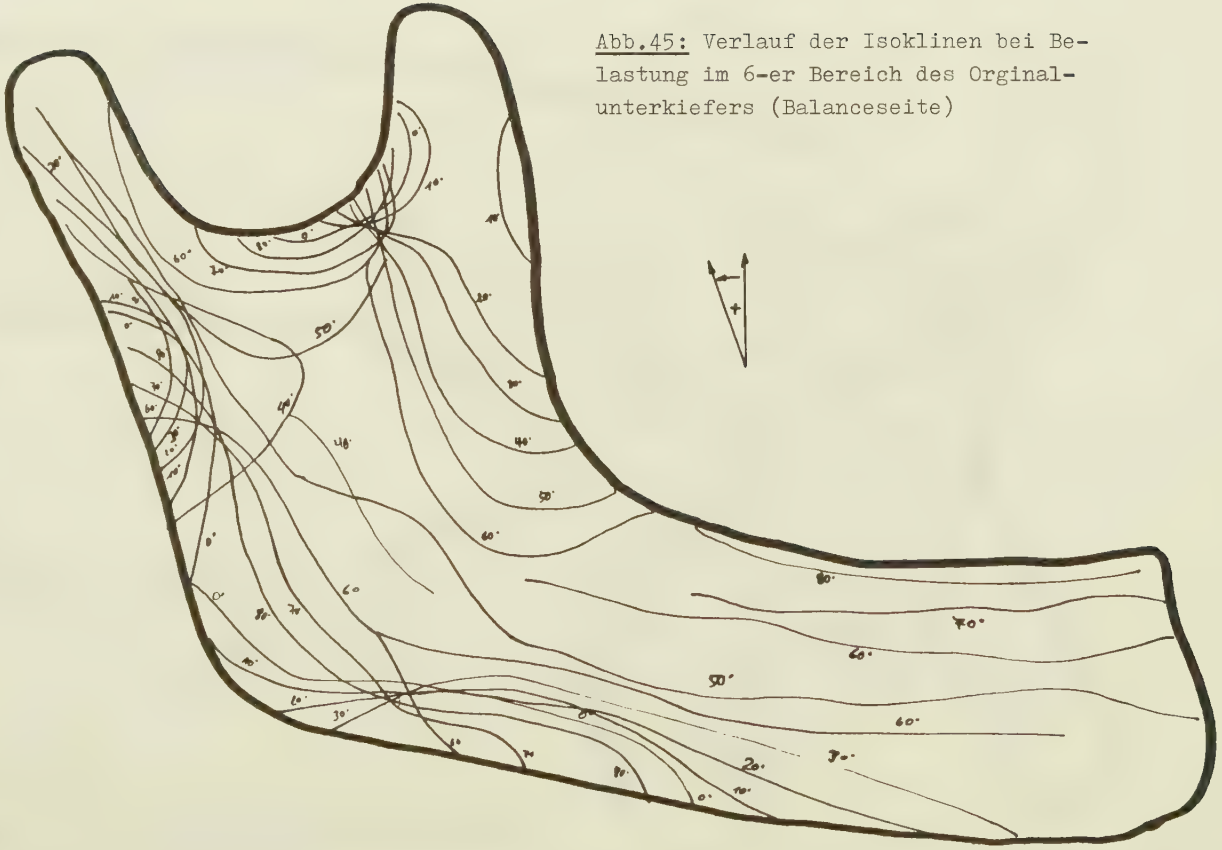


Abb.45: Verlauf der Isoklinen bei Belastung im 6-er Bereich des Orginalunterkiefers (Balanceseite)

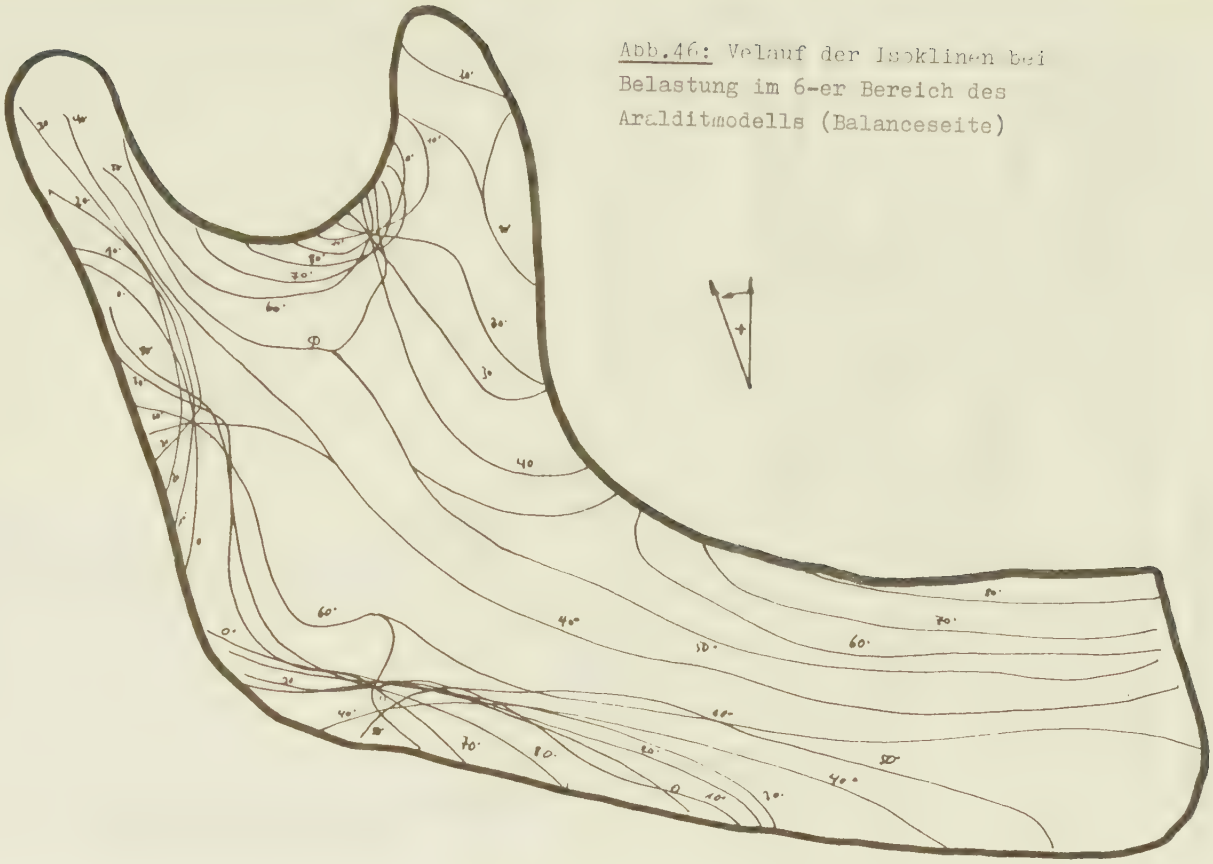


Abb.46: Verlauf der Isoklinen bei Belastung im 6-er Bereich des Araldítmodells (Balanceseite)

G Auswertung der Meßergebnisse

Die in den Abb.41 bis 46 dargestellten Isoklinenverteilungen sind nicht fehlerfrei, d.h. sie zeigen Richtungen, Verläufe und Überschneidungen, die nach der spannungsoptischen Theorie nicht vorkommen dürften.
Die Ursachen hierfür werden in der Diskussion des spannungsoptischen Oberflächenschichtverfahrens erläutert.

Zur Auswertung der Isoklinenbilder, d.h. zur Konstruktion der Spannungstrajektorien, müssen diese erst umgezeichnet werden.

Die Isoklinenverteilungen von Original und Modell zeigen einen ähnlichen Verlauf, und es wird deshalb auf eine Differenzierung verzichtet, die zum großen Teil im subjektiven Konstruktionsverfahren untergegangen wäre.

Unter dieser Voraussetzung entsteht der 'ideale' Isoklinenverlauf der Abbildungen 47, 48 und 49 dadurch, daß Original und Modell sich in gewissen Bereichen, in denen der Verlauf der Isoklinen zweifelhaft ist, ergänzen.

Die Trajektorienbilder der Abbildungen 50, 51 und 52 beschreiben zugleich Original und homogenes Modell.

Abb.47: 'Idealer' Isoklinenverlauf für bezahntes Orginal und Modell, Frontzahnbelastung

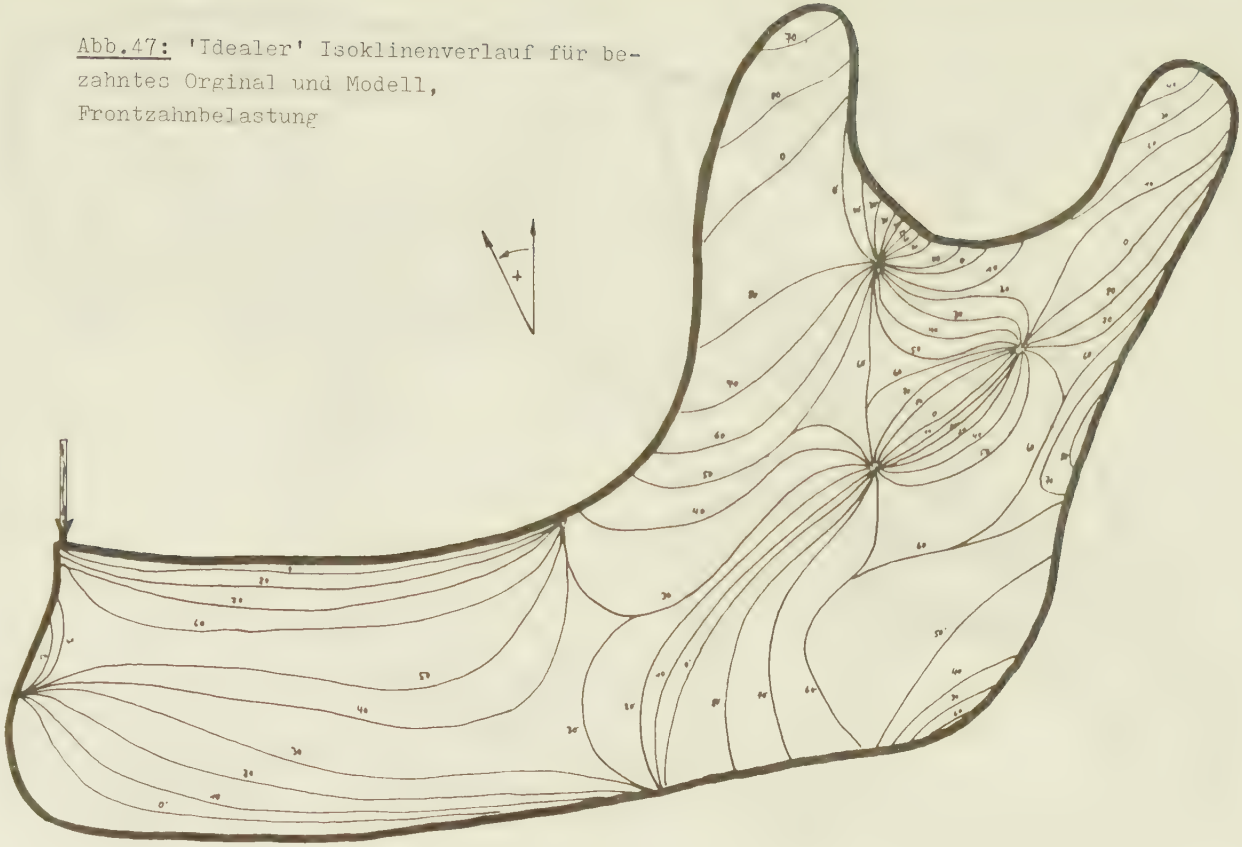
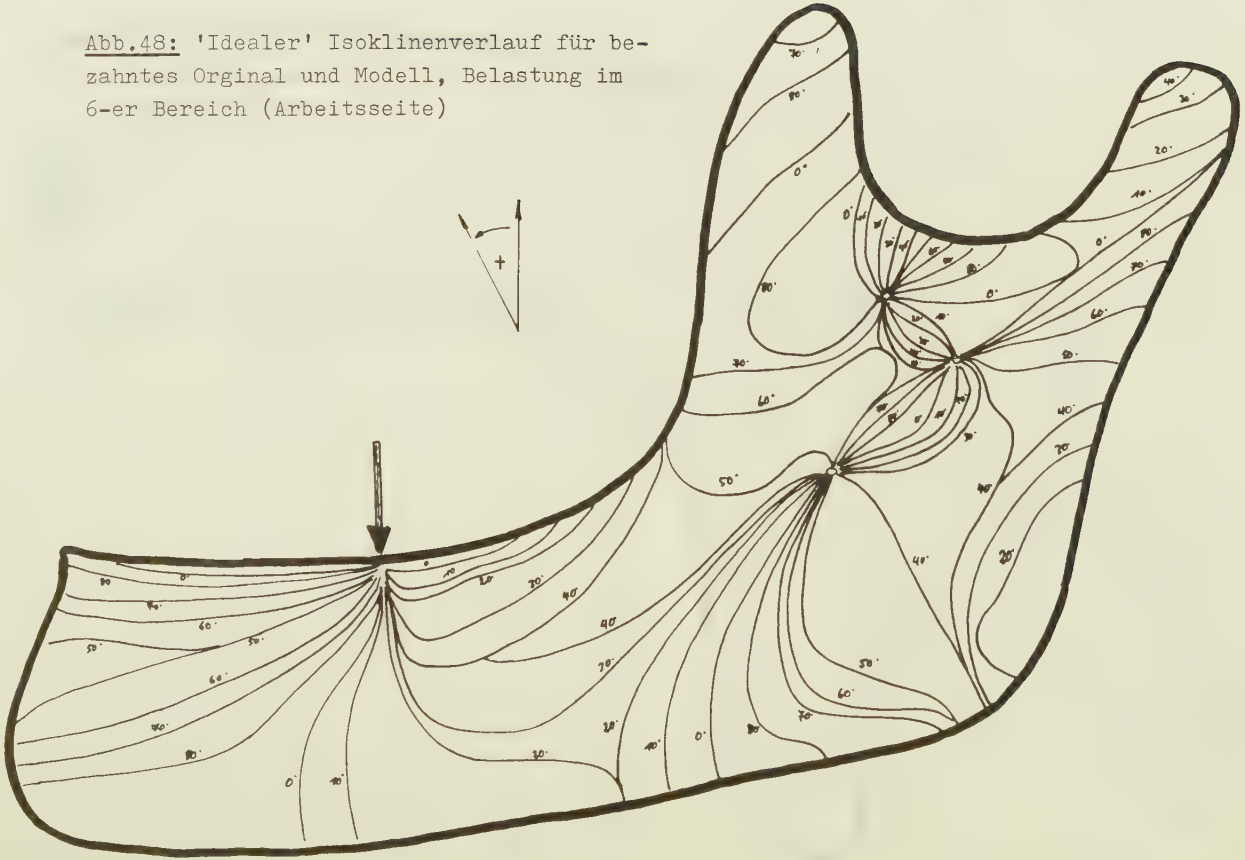


Abb.48: 'Idealer' Isoklinenverlauf für bezahntes Orginal und Modell, Belastung im 6-er Bereich (Arbeitsseite)



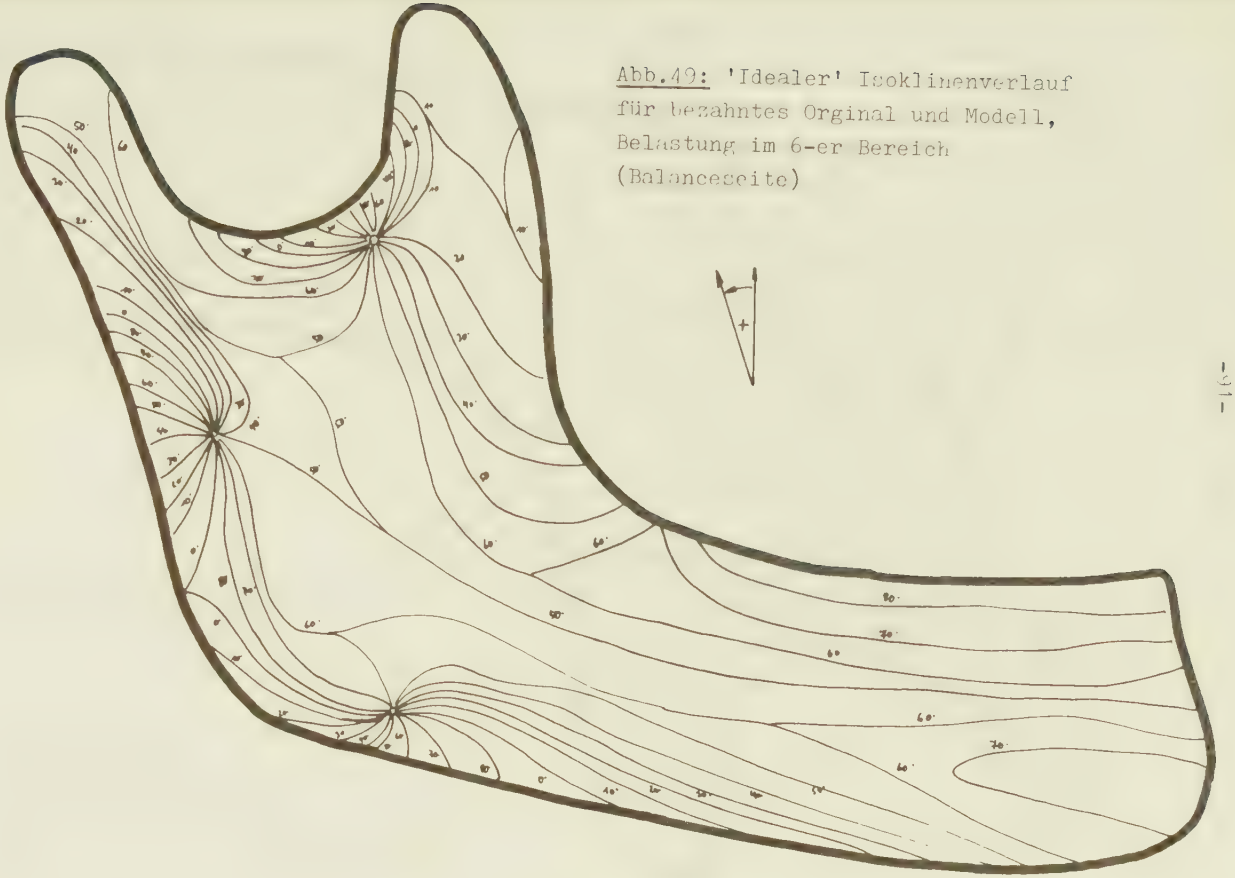


Abb.49: 'Idealer' Isoklinenverlauf für bezahntes Orginal und Modell, Belastung im 6-er Bereich (Balanceseite)

Abb.50: Trajektorienverlauf für bezahntes Orginal und Modell Frontzahnbelastung

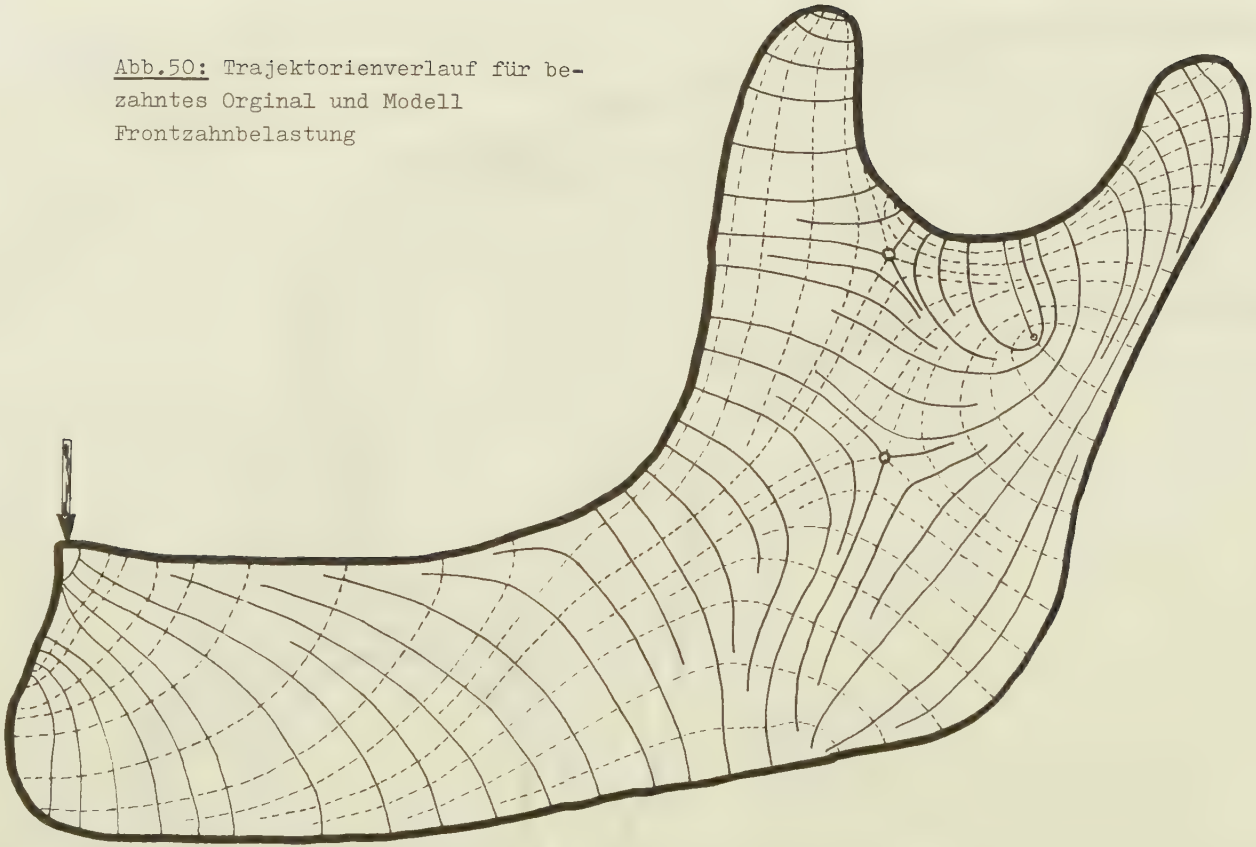
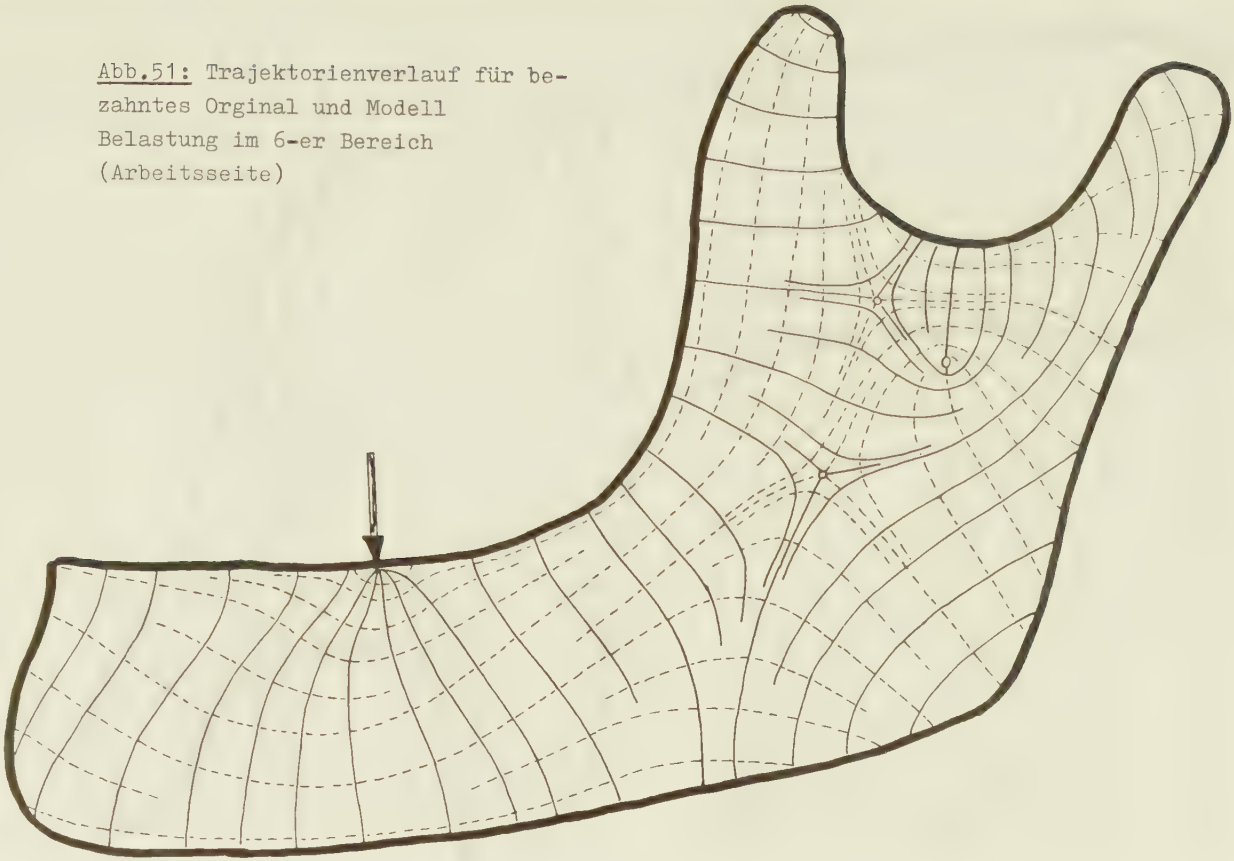


Abb.51: Trajektorienverlauf für bezahntes Orginal und Modell
Belastung im 6-er Bereich
(Arbeitsseite)



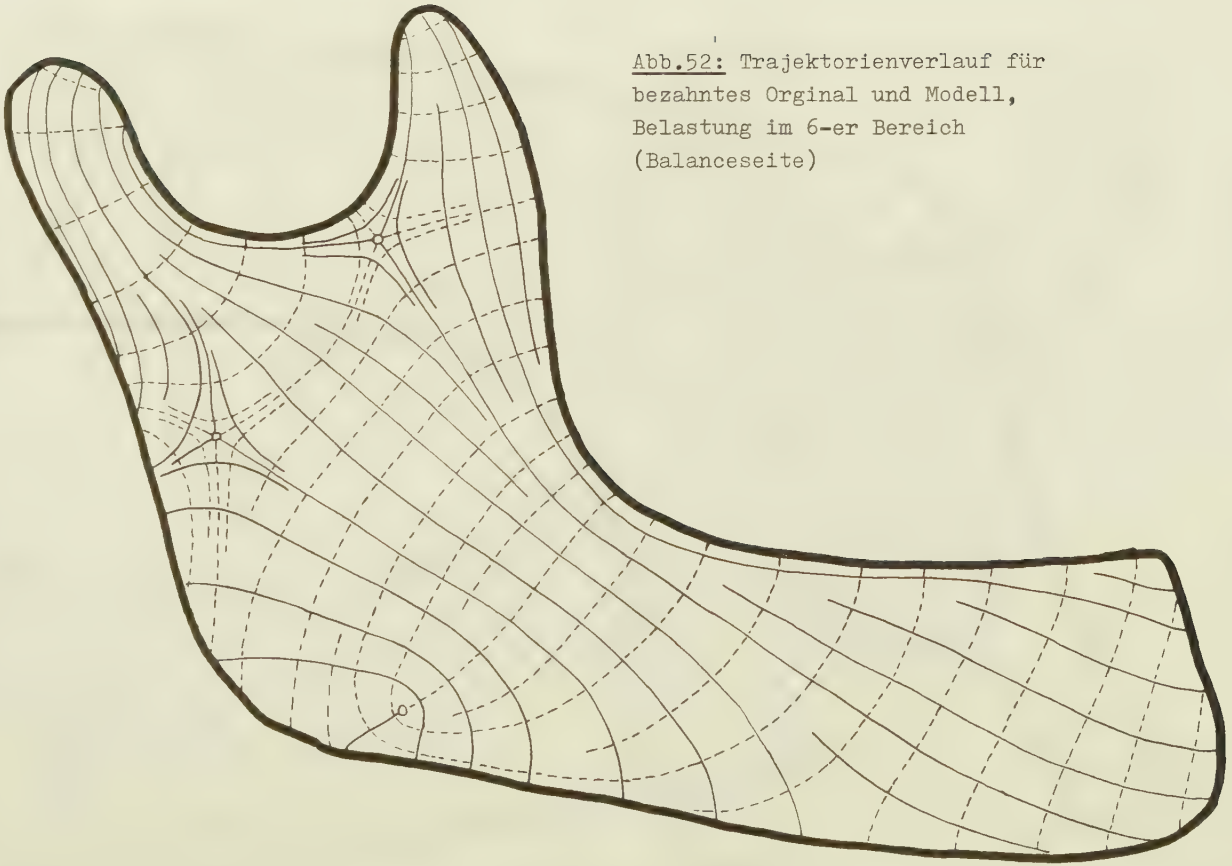


Abb.52: Trajektorienverlauf für bezahntes Orginal und Modell, Belastung im 6-er Bereich (Balanceseite)

H Diskussion

I. Anmerkungen zur Knochenstruktur und der Relevanz des Oberflächenschichtverfahrens

Abschnitt C behandelte den Unterkiefer als Hohlprofil bezüglich seiner mechanischen Festigkeit und das Problem des homogenen Versuchskörpers. Hier wurde versucht darzulegen, daß fast die gesamte Lastaufnahme durch das Hohlprofil der Kompakta bewerkstelligt wird, und damit nur die Spannungen in der Kompaktaschicht oder näherungsweise auf der Oberfläche von praktischer Bedeutung sind.

Diese Aussage ist unabhängig von der Gültigkeit des Gesetzes von der funktionellen Anpassung der Spongiosa. Dennoch muß dieser Themenkreis berücksichtigt werden, weil es noch keineswegs geklärt ist, wie die Struktur der Spongiosa im Gegensatz zum homogenen Körper die Spannungen bei physiologischer Belastung beeinflußt.

Die Ergebnisse der Messungen zeigen, daß ein Unterschied des Spannungsverlaufes an der Oberfläche des homogenen Modells und des Originals innerhalb der Verfahrensgenauigkeit nicht nachzuweisen ist.

Dies läßt den Schluß zu, daß möglicherweise die Existenz der Spongiosa im Inneren des Schalenbaues der Kompakta den Spannungsverlauf so beeinflußt, daß er dem eines homogenen Modells nahe kommt.

Daß dies keineswegs selbstverständlich ist, zeigt der lang andauernde Streit namhafter Autoren (Pauwels,1948; Knese,1957; Kummer,1958; u.s.w.), die die Relevanz eines homogenen Modells befürworten oder ablehnen.

II. Diskussion der Belastungsvorrichtung

In der Literatur finden sich die verschiedensten Angaben über das physiologische Belasten des Unterkiefers, die zum Teil erheblich voneinander abweichen. Dabei ist die Anatomie der Kaumuskulatur und die Kaukraft noch ziemlich exakt definiert. Die Koordination der Muskulatur und die Belastung der Kiefergelenke bereiten jedoch bei der Versuchsdurchführung große Schwierigkeiten.

Hinzu kommt, daß aus vielen möglichen Kauzentren nur die Front- und 6-er Bereichbelastung ausgewählt wurde. Die ausgesuchte Belastungssituation ist also nur eine von vielen Möglichkeiten. Diese allerdings wurde versucht den physiologischen Bedingungen durch Konstruktionszeichnungen mit der graphischen Statik, durch Optimierung der Muskelkräfte und praktische Gleichgewichtsversuche genau anzupassen.

Die Ergebnisse erheben also den Anspruch für die beiden Belastungsfälle ein Trajektorienmuster von bis jetzt in der Literatur noch nicht aufgezeigter Genauigkeit zu beinhalten. Dabei konnten die Ergebnisse von Motsch(1965), Molitor(1969) und Küppers(1971) zum Teil bestätigt, aber auch erweitert werden.

Vor allem die Methode der graphischen Statik in Verbindung mit den Gleichgewichtsbetrachtungen (Abb.39) -die Auswertung könnte auch mit einem Computerprogramm durchgeführt werden- zeigt neue Wege zur Erfassung der physiologisch statischen Kaubelastung des Unterkiefers auf.

Wie oben erwähnt wurde nicht über die Zähne belastet. Von den locker im Kiefer stehenden Zähnen kann man meiner Ansicht nach keinen Versteifungseffekt erwarten, der nach Marx(1966) durch eine horizontale Durchbiegung mit basaler Konvexität auf der Arbeitsseite zustande kommt. Dies mag für das lebende Gebiß zutreffen. Zum anderen zeigten eigene Versuche keinen Unterschied der Isoklinenbilder bei der Lastaufbringung über einen Zahn oder durch eine Seilschlinge.

III. Diskussion des Oberflächenschichtverfahrens

Wir wählten für diese Arbeit das Oberflächenschichtverfahren, weil es unter den Verfahren zur Messung von Oberflächenspannungen durch Handlichkeit und Übersichtlichkeit besticht. Die Alternativen -der Dehnungsmeßstreifen und das Reißlackverfahren- gestatten entweder nur qualitative oder quantitative Analyse in einem beschränkten Bereich, zum anderen muß man für jede Belastung neu beschichten.

Aus dem Hauptvorzug des Oberflächenschichtverfahrens, daß ein einziges Bild einen Überblick über Verteilung und Richtung der Dehnungen vermittelt, darf man nicht ohne weiteres den Anspruch auf hohe Genauigkeit ableiten.

So zeigte sich auch in dieser Arbeit deutlich, wo die Grenzen des Oberflächenschichtverfahrens liegen. In Kap.E.II.2.c. wurde gezeigt, wie gering der spannungsoptische Effekt bei der zu erwartenden Dehnung und der aufgetragenen Schichtdicke ist. Für die Aufnahme der Isoklinen würde dieser Faktor sich nicht störend auswirken, wenn nicht die Vorspannungen -durch das Aufkleben und Herstellen der Schicht bedingt- zum Teil größer wären als der zu erwartende Effekt.

In vielen Beschichtungsversuchen gelang es einen bezahnten Originalunterkiefer vorspannungsfrei zu beschichten.

Die Methode in der Spannungsoptik um Eigen- bzw. Vorspannungen zu beseitigen, ist das Tempern bei etwa 60°C bis 80°C. Dies setzt jedoch den gleichen Ausdehnungskoeffizienten von Prüfkörper und Beschichtungsmaterial voraus. Beim Tempern des beschichteten Araldit B-Modells gelang es so ohne weiteres die Vorspannungen zu beseitigen. Der Ausdehnungskoeffizient des Unterkieferknochens weicht von dem des Beschichtungsmaterials allerdings bedeutend ab. Die Vorspannungen werden durch das Tempern zum Teil noch wesentlich verstärkt.

Eine Abhilfe könnte die Verwendung eines Harzes mit ähnlichem E-Modul bringen. Auch eine Bestrahlung mit γ-Quanten der CO^{60}-Quelle des Radiochemischen Institutes der TU-Garching wurde diskutiert, aus zeitlichen Gründen jedoch nicht durchgeführt (Kuch,1978).

Bei den beiden 'idealen' Kiefern, die ausgewertet wurden, traten Störungen des Isoklinenverlaufes auf.
Dies liegt daran, daß nicht immer ein ebener Spannungszustand vorliegt, d.h. die auftretenden Dehnungen werden nicht unverändert auf die ganze Dicke der aufgeklebten Schicht übertragen. Für diesen Fall ändert sich der Dehnungszustand örtlich sehr stark, wie es auch beim belasteten Unterkiefer nicht auszuschließen ist.

Der gestörte Verlauf der Isoklinen wurde zum Teil extrapoliert und geringfügig korrigiert.

Eine weitere Quelle der Unsicherheit ist der Umstand, daß die aufgeklebte Oberflächenschicht durch ihre Steifheit die Ausbildung des Spannungszustandes behindern kann.

Die Messung der Spannungsgröße, also die Auswertung der Isochromaten, könnte bei entsprechender Fragestellung trotz Vorspannungen erfolgen, da nur der Unterschied der Spannungsgröße vor und während der Belastung interessiert.

Trotz der angeschnittenen Fehlerquellen ist das Oberflächenschichtverfahren beim Einhalten gewisser Parameter und Gesetzmäßigkeiten mit einiger Übung gut zu handhaben. Die Aufnahme und Auswertung der Isoklinen und Isochromaten bereitet keine Schwierigkeiten.

IV. Diskussion der Ergebnisse

Mit dem Oberflächenschichtverfahren konnten wir keinen Unterschied im Trajektorienverlauf zwischen beschichtetem Original und homogenem Modell feststellen.

Ob ein solcher Unterschied existiert oder im Bereich der Fehlergrenzen des Verfahrens liegt, konnten wir nicht klären.

Die mögliche Differenz in der Verteilung der Spannungsrichtungen erscheint mir aber so gering, daß mit gutem Recht homogene Modelle zur Klärung der Fragestellung nach dem Spannungsverlauf auf und im Unterkiefer -wie sie hauptsächlich beim Problemkreis der funktionellen Anpassung gestellt wird- verwendet werden dürfen.

Hauptziel der Arbeit war es, die Spannungstrajektorien für typische Belastungsfälle am Originalunterkiefer aufzuzeichnen. Obwohl sich viele Autoren dieses Thema vor allem in Hinblick auf die funktionelle Spongiosastruktur gestellt haben, blieben die bisher vorliegenden Ergebnisse unbefriedigend.

Motsch(1965) betrachtet isoliert den Kiefergelenksfortsatz bei einer Belastungsrichtung, die der in dieser Arbeit verwendeten entspricht. Seine Ergebnisse (Abb.53) stimmen mit denen der Abbildungen 50 und 51 in der Nähe des Kieferköpfchens gut überein. Weiter weg differiert der Trajektorienverlauf, da von ihm andere Belastungen gewählt worden sind.

Diese Resultate, an zweidimensionalen Modellen gewonnen, dürfen mit Berechtigung mit den vorliegenden dreidimensionalen verglichen werden, da gerade diese Strukturen des Unterkiefers dünn, quasi zweidimensional sind.

Das analoge Ergebnis der Balanceseite für die Belastung im 6-er Bereich (Abb.52) weicht von den anderen Ergebnissen ab, und scheint in der Gegend des Kiefergelenkfortsatzes falsch zu sein. Wahrscheinlich verfälschen in diesem Fall -die Belastungen sind auf dieser Seite gering- kleinste Vorspannungen das Ergebnis.

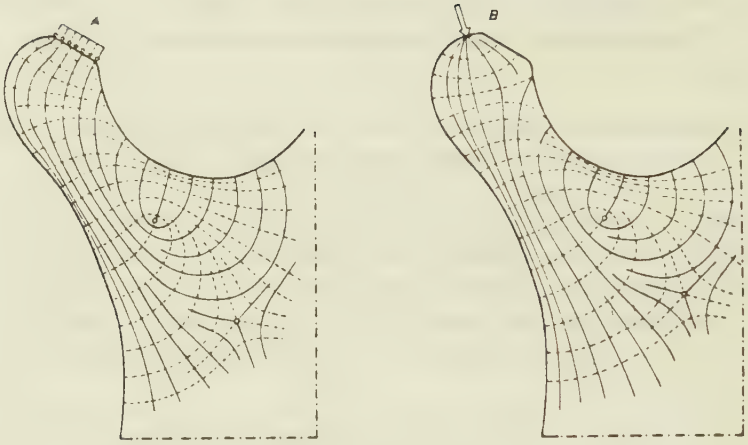


Abb.53: Hauptspannungslinien im zweidimensionalen Modell eines Kiefergelenkfortsatzes mit den Belastungen A und B (nach Motsch,1965; Abb.14)

Die Arbeit von Küppers(1971) zeigt eine Reihe von schönen Trajektorienbildern zwei- und dreidimensionaler Modelle bei den verschiedensten Belastungen. Die in Abb.16 und 17 dargestellten Versuchsbedingungen und Ergebnisse kommen meiner Arbeit am nächsten und sollen deshalb mit ihr verglichen werden.

Man erkennt, daß erstens der Trajektorienverlauf bei dieser photographischen Auswertung nicht exakt verfolgt werden kann, und zweitens der Trajektorienverlauf im Corpus mandibulae ein ganz anderer ist als der von Abb.50.

Küppers Trajektorienmuster entspricht dem eines einseitig aufgehängten Balkens (Abb.54) und es drängt sich der Schluß auf, daß Küppers seine Versuche nur mit halben Unterkiefern durchgeführt hat (siehe Abb.17). Die Aufhängung links entspricht der Gurtung durch die Muskulatur.

Abb.54: Trajektorien eines einseitig aufgehängten Balkens

Demgegenüber sollte der Unterkiefer eher mit einem beidseitig aufgehängten Balken verglichen werden. Abb.55 A entspricht der Belastung im Frontbereich, Abb.55 B der Belastung im 6-er Bereich.

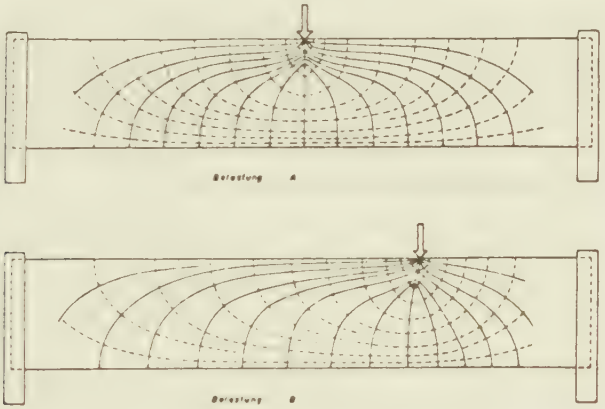


Abb.55: Trajektorien eines beidseitig aufgehängten Balkens mit den Belastungen A und B

Der Vergleich von Abb.55 A mit Abb.50 und Abb.55 B mit Abb.51 zeigt die gute Übereinstimmung und damit auch die Relevanz des Vergleichs mit einem zweifach eingespannten Balken.

Abb.50 und Abb.51 lassen die interessante Tatsache erkennen, daß bei Front- und Molarenbereichbelastung, und damit auch bei jeder beliebigen Belastung zwischen diesen Bereichen, die Hauptspannungslinien im aufsteigenden Ast und den beiden Fortsätzen fast einen

identischen Verlauf aufweisen. Im Corpus mandibulae, etwa in der Gegend des Unterkieferrandes bis 2cm von diesem nach cranial entfernt, variieren die Trajektorienverläufe bei verschiedenen Belastungen nur um kleine Winkelgrade.

Auch eine geringe Veränderung der Muskelkräfte und -richtungen stören diese Trajektorienbilder nur wenig.

Mit gutem Grund kann man annehmen, daß die Belastungsqualität auch für die Spongiosa bei den Beanspruchungen des Unterkiefers identisch ist. Die Spongiosa würde unter dieser Voraussetzung im Corpus mandibulae, im aufsteigenden Ast, im Kiefergelenks- und Muskelfortsatz funktionell ausgerichtet sein. Diese Behauptung stimmt mit den Ergebnissen von Motsch und Küppers überein.

Die Spaltlinienbilder der Abb.4, 5 und 6 drängen zu einem Vergleich mit den Abb.50 und 51, obwohl -wie in Abschnitt C.II. ausgeführt- eine trajektorielle Ausrichtung der Kompakta verneint wird. Einige Strukturen und Hauptspannungslinien verlaufen parallel und man versteht, daß lange Zeit an eine trajektorielle Ausrichtung der Kompaktaelemente geglaubt wurde.

I Zusammenfassung

Im Zusammenhang mit der funktionellen Struktur des Unterkieferknochens wird in einem geschichtlichen Überblick das Ergebnis für Spongiosa und Kompakta gesondert betrachtet. Die dabei angewandten Untersuchungsmethoden sind aufgeführt und auf die Probleme des homogenen Ersatzmodells für den menschlichen Unterkiefer wird eingegangen.

Zur Bestimmung des Spannungsverlaufes im Originalunterkiefer bleibt zur Zeit nur die spannungsoptische Methode des Oberflächenschichtverfahrens. Dieses Verfahren ist, da es meines Wissens das erstemal in der Medizin angewandt wird, in Theorie und Praxis ausführlich dargestellt.

Der Belastung der beschichteten Unterkiefer gehen Überlegungen zur Kauanatomie und -physiologie voraus, die mit Hilfe der graphischen Statik und eigenen praktischen Gleichgewichtsbetrachtungen den Versuchsaufbau postulieren.

Die Ergebnisse beinhalten den exakten Trajektorien- bzw. Hauptspannungslinienverlauf an der Oberfläche eines beschichteten Originals und Modells für die Belastung im Frontzahn- und Molarenbereich. Für die beiden Unterkiefer ergibt sich kein signifikanter Unterschied.

Die anschließende Diskussion beschäftigt sich noch einmal mit dem Problem des homogenen Versuchskörpers, der Belastungsvorrichtung, vor allem aber mit einer kritischen Betrachtung des Oberflächenschichtverfahrens.

Die Ergebnisse werden mit denen anderer Autoren verglichen, und es wird auf die qualitative Übereinstimmung mit dem Trajektorienmuster eines zweiseitig eingespannten Balkens hingewiesen.

K Literaturverzeichnis

1 ACKERMANN,F.: Le mechanisme des machoires. Masson, Paris 1953

2 ANDERSON,D.J.: A method of recording masticatory loads. J.dent.Res. 32, 785 (1953)

3 BELL,G.H.: Bone as a mechanical engeneering problem. The biochemistry and physiologie of bone. G.H. Bourne, Acad.Press.Inc., New York 1956

4 BENNINGHOFF,A.: Spaltlinien am Knochen, eine Methode zur Ermittlung der Architektur platter Knochen. Verh.Anat. Ges., (Jena), 34, 189 (1925)

5 BENNINGHOFF,A.: Die Architektur der Kiefer und ihrer Weichteilbedeckungen. Paradentium, 6, 50 (1934)

6 BRODSKY,J.F. et al.: Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. Am.J.Orthod. 67, 1 (1975)

7 BROWN,W.E.: A mechanical basis for the preparation of class II cavities for amalgam fillings in deciduous molars. J.Amer.Dent.Ass. 38, 417 (1949)

8 CAPUTO,A.A. et al.: Photoelastic visualsation of orthodontic forces during canine retraction. Am.J.Orthod. 65, 250 (1974)

9 CRAIG,R.G. et al.: Experimental stress analysis of dental restorations I+II. Two-dimensional photoelastic stress analysis of inlays. J.Prosth.Dent. 17, 277 (1967)

10 CUPTA,K.K. et al.: Mathematical modeling and structural analysis of the mandible. Biomater Med. Divices Artif. Organ. 1, 469 (1973)

11 DAHL,G.S.A.: Mechanische Grundsätze der Superplants. Acta.Odont.Scand. 21 (6), 515 (1963)

12 DAVIDA,C.V.: Die Struktur des Unterkiefers. Festschrift zu Prof. K.Lechner. Klausenburg 1915

13 DAVIDSON,G.B.: A method for three dimensional photoelastic stress analysis of the remaining tooth structure associated with various cavity preparations abstracted. J.A.R. 43, 912 (1964)

14 DEMPSTER,W.T. and LIDDICOAT,R.T.: Compact bone as an nonisotropic material. Am.J.Anat. 91, 331 (1952)

15 DOWGJALLO,N.D.: Die Struktur der Kompakta des Unterkiefers bei normalem und reduziertem Alveolarfortsatz. Z.Anat. Entw.gesch. 97, 55 (1932)

16 EICHNER,K.: Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch. zahnärztl.Zeitsch. 17 (1963)

17 EVANS,F.G. und LISSNER,H.R.: 'Stresscoat' deformation studies of the femur under static vertical loading. Anat.Rec. 100, 159 (1948)

18 EVANS,F.G. and LEBOW,M.: The strength of human compact bone arrevealed by engineering techniques. Am.J.Surg. 83, 326 (1952)

19 EVANS,F.G.: Methods of studying the biomechanical significance of bone form. Amer. J.Phys. Anthrop. 11, 413 (1953)

20 EVANS,F.G.: Stress and strain in bones. Thomas, Springfield, Illinois 1957

21 EWERS,R. et al.: Spannungsoptische Untersuchungen bei der Verschraubung von Osteoxyntheseplatten. DZZ 32, 349 (1977)

22 FARAH,J.W. et al.: Photoelastic and finite element stress analysis of restered axisymmetric first molar. J. of biomech. 6, 511 (1973)

23 FICKER,E.: Der Einfluß des Modellmaterials in der Spannungsoptik. Ing.Dissertation, München 1971

24 FÖPPL,L. und MÖNCH,E.: Praktische Spannungsoptik. Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1959

25 GAMBRELL,S. et al.: Stress concentrations at the apex of pinned implanted teeth. J.Dent.Res. 55 (1), 59 (1976)

26 GEBHARDT,N.: Über den Skelettbau mit dünnen Platten. Verh.anat.Ges.Erg.H.Anat.Anz. 38, 97 (1911)

27 GOERTTLER,K.: Funktion und Form. Dt.med.Wschr. 83, 905 (1958)

28 GRANATH,L.E.: A technique of photoelasticity employed in comparative dental investigations. Odont.Revy. 14 (2), 136 (1963)

29 GRANATH,L.E.: Further photoelastic studies on the relation between the cavity and the occlusal portion of class II restoration. Odont.Revy. 15 (3), 290 (1964)

30 GRANATH,L.E.: Photoelastic model experiments on class II cavity restorations of dental amalgam. Odont.Revy. 16 (9), 7 (1965)

31 GRINDA,P.: Spannungsoptische Untersuchungen zur Statik des Unterkiefer Alveolarfortsatzes nach Extraktion. Med.Dissertation, Freiburg i.Br. 1969

32 GRÖNEWALD,J.: Spannungsoptische Untersuchungen zur Statik des Alveolarfortsatzes. Med.Dissertation, Freiburg i.Br. 1967

33 GUARD,W.F. et al.: Photoelastic stress analysis of buccolingual sections of class II cavity restorations. J.Am.Dent.Assoc. 57, 631 (1958)

34 GYSI,A.: Neuere Gesichtspunkte im Artikulationsproblem. Schweiz.Vjschr.Zahnheilk. 22, 118 (1912)

35 GYSI,A.: 1915/1921 zit. Gysi,A. und Köhler,U.L.: Zahnersatzkunde. Urban und Schwarzenberg, Berlin-Wien 1929

36 HASKIN,R.C. et al.: A study of stress pattern variations in class II cavity restorations as a result of different cavity design. J.D.R. 33, 757 (1954)

37 HAYASKI,R.K. et al.: Effects of force direction on supporting bone during tooth movement. J.Am.Dent.Ass. 90, 1012 (1970)

38 HELLUY,M.: Etude cinetique et dynamique du jen mandibulaire dans labaissement et lelevation simple. Actual. Odontostom. 48, 147 (1962)

39 HENKEL,A.: Vergleichend anatomische Untersuchungen über die Struktur der Knochenkompakta nach der Spaltlinienmethode. Morph.Jahrb. 66 (1931)

40 HOFFMANN,B.: Festigkeitstheoretische Überlegungen und spannungsoptische Modellexperimente zu der Frage: Besitzt der Unterkiefer-Körper eine trajektorielle Struktur. Med.Dissertation, Freiburg i.Br. 1968

41 HUELKE,D.F.: Mechanics in the production of mandibular fractures: a study with the stresscoat technique. J.Dent.Res. 40, 1042 (1961)

42 HUELKE,D.F.: and PATRICK, L.M.: Mechanics in the production of mandibular fractures: strain-gange measurments of impacts to the chin. J.Dent.Res. 43, 437 (1964)

43 HUELKE,D.F. and HARGER,J.H.: Mechanisms in the production of mandibular fractures: an experimental study. J.oral. Surg. 26, 86 (1968)

44 IRELAND,R.L.: Recent advances in operative dentistry. J.Amer.Dent.Ass. 49, 277 (1954)

45 IZIKOWITZ,L.: Superplantat-Prothesen, Blätt.Zahnhk. 14, 185 (1963)

46 JOHNSON,E.W. et al.: Stress pattern variation of operatively prepared human teeth, studied by three dimensional photoelasticity.

47 JOURDANT,R. et al.: Spannungsoptische Untersuchungen an Brückenmodellen. Dtsch.zahnärztl.Z. 23, 1482 (1968)

48 KANTH,L.: Untersuchungen an Implantatformen.
Teil I ZWR 85 (16), 721 (1976)
Teil II ZWR 85 (17), 769 (1976)
Teil III ZWR 85 (18), 819 (1976)

49 KATZ,A.: Architektur des Unterkiefers im Zusammenhang mit der Lage der Wurzeln und der Widerstandsfähigkeit des Zahnbogens beim Erwachsenen. Vierteljahresschr. Zahnhk. 47, 85 + 214 (1931)

50 KING,R.M.: A method for the photoelasticity study of structures developed in dental structures. Thesis, Univ. Michigan 1953

51 KLÖTZER,W.: Spannungsoptische Festigkeitsuntersuchungen einiger Prothesentypen. Dtsch.zahnärztl.Z. 19, 375 (1964)

52 KNESE,K.-H.: Knochenstruktur als Verbundbau. Zwanglose Abhandlung der normalen und pathologischen Anatomie. Thieme, Stuttgart 1958

53 KUCH,R. und Jecic,S.: Eigenschaften einiger spannungsoptischer Modellmaterialien bei γ-Bestrahlung. VDI-Berichte 313, 51 (1978)

54 KUMMER,B.: Eine vereinfachte Methode zur Darstellung von Spannungstrajektorie, gleichzeitig ein Modellversuch für die Ausrichtung und Dichteverteilung der Spongiosa in langen Röhrenknochen. Z.Anat.Entw. 119, 223 (1955)

55 KUNTSCHER,G.: Über den Nachweis von Spannungsspitzen mit der Stresscoat-Technik. Gegenb.Jahrb. 75, 427 (1935)

56 KÜPPERS,K.: Analyse der funktionellen Struktur des menschlichen Unterkiefers. Ergebn.d. A. u. Entwicklungsgeschichte 44, Heft 6 (1971)

57 LEHMANN,M.L. et al.: A study of strain patterns in jacket crowns on anterior teeth resulting from different preparations. Brit.dent.J. 113, 337 (1962)

58 LEHMANN,M.L.: Stress-distribution in the alveolar bone. J.of.biomech. 1, 139 (1968)

59 LEVY,A. et al.: Dreidimensionale spannungsoptische Untersuchung an Jacketkronen im Modellversuch. Schweiz. Mschr.Zahnhk. 79, 943 (1969)

60 LEWIN,W.W.C.: Die innere Struktur der Mandibula der Anthropinen und Anthropoiden in mech. Beleuchtung. Med.Dissertation, Bonn 1913

61 LUDWIG,P.: Untersuchungen zur Frage der Unterkieferverlagerung bei isometrischer Kontraktion der Kaumuskulatur. Dtsch.zahnärztl.Z. 28, 901 (1973)

62 MAHLER,D.B. and PEYTON,F.A.: Photoelasticity as a research technique for analysing stresses in dental structures. J.dent.Res. 34, 6 (1955)

63 MARX,H.: Die funktionsbedingten elastischen Deformierungen der menschlichen Mandibula. Med.habil., Mainz 1966

64 MEHTA,N.R.: Photoelastic model for occlusat force analysis. J.dent.Res. 54, 1243 (1975)

65 MESNAGER,A.: zit. Föppl und Mönch (1959)

66 MILCH,H.: Photoelastic studies of bone form. J.Bone jt. Surg. 22, 621 (1940)

67 MOLITOR,J.: Untersuchungen über die Beanspruchung des Kiefergelenks. Z.Anat.Entwickl.Gesch. 128, 109 (1969)

68 MOTSCH,A.: Spannungsoptische Experimente zur funktionellen Anatomie des Unterkiefers. Med.habil., Freiburg i.Br. 1965

69 MOTSCH,A. und GAUSS,O.: Spannungsoptische Untersuchungen über Frontzahnbrückenanker. DZZ 24, 9 (1969)

70 NOONAN,M.A.: The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. J.Dent.Child. 16, 24 (1949)

71 OPPEL,G.: zit. Föppl und Mönch (1959)

72 PAUWELS,F.: Bedeutung und kausale Erklärung der Spongiosaarchitektur in neuer Auffassung. Ärztl.Wschr. 3, 379 (1948)

73 PAUWELS,F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1965

74 PETTROW,J.N.: Practical factors in building and firing characteristics of dental porcellain. J.Pros.Dent. 11, 334 (1961)

75 PICTON,D.C.A.: Distortion of the jaws during biting. Archs.oral Biologie 7, 573-580 (1962)

76 POST,D. and ZANDMAN,F.: Accuracy of birefrigent-coating method for coatings of arbitrary thickness. Proc.Soc. Exper.Stress Anal. 20, 21 (1961)

77 PRIESTER,E.S.: Der Gebrauch der Photographie bei der photoelastischen Analyse des Kaudrucks bei Füllungen. Dtsch.Zahnärztebl. 13, 645 (1959)

78 RALPH,J.P.: Analysis of stress patterns in the human mandible. J.Dent.Res. 54, 814 (1975)

79 RANDZIO,J.: Zur Formgebung enossaler Dentalimplantate (Literaturübersicht und spannungsoptische Untersuchungen). Med. Dissertation, Hannover 1975

80 ROCHE,A.F.: Functional anatomy of the muscles of mastication. J.Pros.Dent. 13, 548 (1963)

81 ROYDHOUSE,R.H.: The temperomandibular joint: Upward force of the condylus on the cranium. J.Amerc.Dent.Ass. 50, 166 (1955)

82 RUMETSCH,W. et al.: Zur Statik der Jacketkrone: Spannungsoptische Modellversuche. Schweiz.Mschr.Zahnhk 75, 953 (1965)

83 RYSKY,G.B. et al.: La distributione delle lince di forza nell osso mandibolare sotto fensioni traumatiche. Foto-elastografia e ripresa cinematografia. Riv.ital.Stomat. 26, 3 (1971)

84 SCHOTT,N.: Spannungsoptische Untersuchungen an Brücken-anker bzw. Anker festsitzender Schienen. Med.Dissertation, Basel 1966

85 SCHREIBER,S. et al.: Statik des Alveolarfortsatzes. Dtsch.zahnärztl.Z. 25, 36 (1970)

86 SCHUMACHER,G.H.: Funktionelle Morphologie der Kaumuskulatur. Verl.VEB G.Fischer, Jena 1961

87 SEIPEL,C.: Über den strukturellen Bau des Unterkiefers beim Menschen. Med.Dissertation, Bonn 1934

88 SEIPEL,C.M.: Trajectories of the jaws. Acta odont.scand. 8, 81 (1948)

89 SICHER,H. und TANDLER,J.: Anatomie für Zahnärzte. Verl.Springer, Berlin 1928

90 SIMKIN,A. et al.: The mechanical testing of bone in bending. J.of biomech. 6, 31 (1973)

91 STIMMELMAYR,H.: Vergleichende spannungsoptische Untersuchungen verschiedener Stegarten, Unterscheidung des Einflusses der Stegart auf das Absinken steggestützter, doppelendiger Freiendprothesen und Feststellung der Durchbiegung eines Steges unter Kaudruck. Med.Dissertation, München 1965

92 SWEET,C.A.: Cavity preparation in deciduous teeth. J.Amer.Dent.Ass. 38, 423 (1949)

93 WALKHOFF,O.: Der menschliche Unterkiefer im Lichte der Entwicklungsmechanik. Dtsch.Mschr.Zahnhk. 18, 529 (1900)

94 WALKHOFF,O.: Dermenschliche Unterkiefer im Lichte der Entwicklungsmechanik. Dtsch.Mschr.Zahnhk. 19, 2, 49, 111 (1901)

95 WALTON,C.B. et al.: A preliminar report of photoelastik tests of strain patterns within jacket crowns. Am.Dent.A.J. 50, 44 (1955)

96 WEINSTEIN,A.M. et al.: Stressanalysis of porous rooted dental implants. J.Dent.Res. 55, 772 (1976)

97 WEISS,L.: Static loading of the mandible. Oral Surg. Med.Path. 19, 253 (1965)

98 WINKLER,R.: Über den funktionellen Bau des Unterkiefers. Z.Stomat. 19, 403 (1921), Dtsch.Zahnhk. 55, 84-1555 (1922)

99 WOLFF,J.: Das Gesetz der Transformation der Knochen. Verl.Aug.Hirschwald, Berlin 1892

100 YAMADA,H.: Strength of biological materials. Williams and Wilkins, Baltimore 1970

101 ZAL,B.: Photoelastische Analyse in der orthodontischen Mechanik. Z.Stomat. 1, 22 und 2, 87 (1935)

102 ZANDMAN,F. 1956: zit. Föppl und Mönch (1959)

103 ZANDMAN,F. et al.: Photoelastic coatings, Iowa State University Dress, Iowa 1977

104 ZENKER,A.u.W.: Die Tätigkeit der Kiefermuskeln und ihre elektromyographische Analyse. Z.Anat.Entwicklungsgesch. 119, 174 (1955)

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Dr. D. Schlegel danke ich für die Überlassung des Themas und für die Finanzierung des Beschichtungsmaterials.

Auch möchte ich all denen recht herzlich danken, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben:

Herrn Prof. Dr. H. Frick für die Bereitstellung der Unterkiefer und für die Durchsichtung des Manuskriptes;

Herrn Dipl. Ing. Dr. med. dent. P. Stroinigg für die Betreuung der Arbeit;

Herrn Dr. Ing. E. Ficker für die freundliche Aufnahme im spannungsoptischen Institut der TU-München und für viele der Arbeit förderlichen Gespräche;

Herrn A. Permoser, Firma Vishay , für die guten Ratschläge.

Lebenslauf

1948	geboren am 15. September in Bad Aibling. Eltern: Dr. med. Wolfgang Kessler und Ehefrau Gerda, geb. Kirchner
1954-1959	Besuch der Volksschule in Bad Aibling
1959-1969	Besuch des Gymnasiums in Rosenheim
1969-1976	Physikstudium an der TU-München
1976-1980	Zahnmedizinstudium an der LMU-München
1978-1980	Anfertigung der vorliegenden Doktorarbeit an der Klinik und Poliklinik für Kieferchirurgie der LMU-München